

Année 1969

N° 12

THÈSE

POUR LE

DOCTORAT en CHIRURGIE DENTAIRE

PAR

ROUCOULES, Léon, Elie, Justin,

né le 18.1.1906 à Montbazin (34)

Présentée et soutenue publiquement le 20 Mars 1969

MECANIQUE RATIONNELLE
ET
BIOMECHANIQUE MASTICATRICE

Président : *Monsieur P. CERNEA*

Titulaire de la chaire de Stomatologie de Paris

THÈSE

POUR LE

DOCTORAT en CHIRURGIE DENTAIRE

PAR

ROBERTO LUIS DE ALMEIDA

né le 10 Mars 1935 à Rio de Janeiro (Br)

Président de jury : M. le Professeur J. L. LAFITE



MECANIQUE RATIONNELLE

ET

BIOMECHANIQUE MASTICATRICE

Président de jury : M. le Professeur J. LAFITE

Président de jury : M. le Professeur J. LAFITE

Doyen de la Faculté	Mr le Professeur BROUET (G.)
1er assesseur	Mr le Professeur D. BARGETON
2ème assesseur	Mr le Professeur J. GOSSET
Secrétaire général de la Faculté	M. LENA (J.)
Conseiller administratif	M. SALLIER (G.)
Conservateur en Chef de la Bibliothèque	M. le Docteur HAHN (A.)
Conservateur du Musée d'Histoire de la Médecine	
Conservateurs	Melles DUMAITRE (P.), LAURENT (H.), LE NOIR (G.)
Bibliothécaires	Mmes CONTET (J.), FORGET (F.), Melles DUROZOY (M.-F.), ROBERGE (D.) Dr SCHILLER (J.)

Par délibération en date du 9 décembre 1798, l'Ecole a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées, doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.

A la mémoire de ceux qui ne me liront pas :

A mon père,

A ma mère,

A ma fille, Marie Thérèse,

A mon gendre, Jacques Chassang.

A ceux qui m'entourent de leur chaude affection :

A ma femme, Renée,

A mon fils et à ma belle-fille, Pierre et
Simone Roucoules,

A mes petits enfants, Philippe et Véronique Chassang.

A ceux qui m'ont donné le courage de poursuivre ma tâche :

A mes élèves studieux,

A mes assistants dévoués.

A Monsieur le Professeur CERNEA,

Professeur titulaire de la chaire de Stomatologie
de la Faculté de Médecine de Paris,
Membre de l'Académie de Chirurgie,

qui nous a fait l'honneur

et l'amitié

d'accepter la présidence de cette thèse.

Qu'il trouve en notre ouvrage

le témoignage de notre respectueuse reconnaissance.

A la mémoire d'Elie FOURQUET,
qui ne fut mon maître qu'à la veille de sa mort
mais qui m'a donné l'exemple
de la constance dans l'effort et du courage dans l'adversité.

A Messieurs TYLMAN et WEINBERG,
et à tous ceux qui ne furent ou ne sont mes maîtres que par leurs oeuvres
mais à qui je dois une grande part
de ma science.

A mes Maîtres de l'Université de Paris,
des Facultés des Lettres, de Sciences ou de Médecine,
qui m'ont directement et généreusement dispensé
avec leur esprit critique le goût de la réflexion
constructive.

AVANT - PROPOS

"La forme de la dent entraîne celle du condyle comme l'équation d'une courbe entraîne toutes ses propriétés".

Cette affirmation de Cuvier a-t-elle encore quelque valeur ?

La physique, science expérimentale et concrète des phénomènes naturels, "renferme en soi" si l'on en croit Aristote "un principe de mouvement". Elle contient donc tout naturellement la mécanique rationnelle, la mécanique étant en grec l'équivalent du mot machine "mekhané", c'est-à-dire tout système susceptible de provoquer le mouvement et de transformer par lui les corps de toute nature.

Notre confrontation clinique et expérimentale des lois de la mécanique et des connaissances bio-physiologiques du système manducateur de l'homme ne sera pas un simple jeu de l'esprit entre deux aspects d'une réalité objective : l'inerte et le vivant. Nous désirons au contraire que notre comparaison nous conduise à des conclusions pragmatiques utilisables dans la pratique de notre art.

Notre méthode s'apparente en esprit à celle du mathématicien Richard Bellman qui dans sa "bio-science générale" a soumis aux contrôles mathématiques des combinateurs et des ordinateurs modernes les observations d'ordre bio-physiologique pour en préciser la nature et la fréquence et en tirer quelques lois d'ordre thérapeutique.

Notre philosophie scientifique n'est donc pas originale.

Elle ne l'était pas davantage pour Richard Bellman.

Bien des philosophes, bien des savants, voire des littérateurs ou des artistes ont remarqué avant nous les rapports étroits

qui existent entre les choses naturelles et les lois mathématiques.

"Dans la nature comme dans l'art, le nombre est l'essence même des choses" disait Platon.

et les architectes grecs et les sculpteurs, les Ictinos et les Phidias en ont donné bien des preuves.

"Si fluide que soit nla nature, il faut bien que cela soit pensé par distances, directions, forces, pressions, le nombre, l'algèbre et la géométrie".

renchérissait son disciple lointain, Alain.

"Tout est forme, disait Balzac, et la vie même est une forme."

Et Focillon, que nous avons eu comme maître d'archéologie, ne pensait pas autrement,

"La nature, elle aussi, crée des formes; elle imprime dans les objets dont elle est faite et aux forces dont elle les anime, des figures et des symétries. La vie organique dessine des spires, des orbes, des méandres, des étoiles. Si je veux l'étudier, c'est par la forme et par le nombre que je la saisis".

Notre thèse n'est donc que la remise en question cartésienne de nos connaissances en physiologie masticatrice,

grâce à une documentation enrichie,

à une expérimentation étendue,

à des contrôles précis,

et à une réflexion aussi critique qu'impartiale.

Nous pensons pouvoir ainsi cerner quelque vérité.

Notre connaissance plus intime de la cinématique mandibulaire nous a conduit à penser qu'il est en notre pouvoir d'harmoniser les formes occlusales, les actions et les réactions tissulaires, de maintenir ou de rétablir un équilibre bucco-dentaire, et donc, d'inverser la formule de Cuvier :

"Les mouvements du condyle entraînent la forme de la dent, et les propriétés d'une courbe peuvent se mettre en équation."

P L A N

Préambule

I

DEFINITIONS :

- A. Corps et systèmes matériels.
- B. Le mouvement
- C. Forces et équilibres
- D. Interactions
- E. Aspects mécaniques.

II

STATIQUE DES SOLIDES PARFAITS :

- A. Composition et décomposition des forces
- B. Equilibre des forces libres et gênées
- C. Notions de stabilité.

III

CINEMATIQUE RATIONNELLE ET

MANDIBULAIRE :

- A. Translation et rotation simples.
- B. Mouvements composés.

IV

DYNAMIQUE RATIONNELLE ET APPLIQUEE :

- A. Systèmes simples
- B. Systèmes complexes
- C. Théorie du choc

CONCLUSIONS

P R E A M B U L E

Toute science a un vocabulaire,
une méthode,
et des techniques particulières.
Notre étude se veut scientifique.

C'est pourquoi elle commence par des définitions, persuadés que nous restons que

"les choses ne commencent d'être que lorsqu'elles sont exactement nommées".

et qu'elles ne sont utilisables sans risques d'erreur que lorsqu'elles ont été parfaitement caractérisées et déterminées.

Dans le domaine biophysique notre méthode sera celle
de Claude Bernard : observation directe,
réflexion et hypothèse par induction,
expérimentation,
et conclusions.

Mais nous commencerons le plus souvent par utiliser la méthode inverse, déductive ou démonstrative, pour confronter les lois abstraites avec la réalité vivante.

Nos moyens techniques sont assez limités. Ils se sont bornés à

- une observation clinique et critique personnelle,
- une confrontation systématique de cette observation avec celle de praticiens étrangers,
- une modeste expérimentation personnelle,
- une plus riche documentation en ce qui concerne l'expérimentation étrangère.

Les résultats des recherches de confrères plus aptes et plus riches de moyens techniques nous ont permis d'extrapoler et de formuler des hypothèses encore imparfaitement contrôlées.

Nous ne nions pas que nos conclusions soient susceptibles de révision.

DEFINITIONS

"La mécanique rationnelle est la science :

- des lois du mouvement,
- de l'équilibre,
- et des interactions,
des corps matériels.

Pour que cette définition du savant soviétique Stark soit plus claire, chacun de ses termes doit être précisé, et tout d'abord celui de "corps matériel".

A) UN CORPS MATERIEL

est un corps simple ou composé, homogène ou hétérogène, solide, liquide ou gazeux, qui occupe dans l'espace un certain volume et qui a une masse donnée. (Pl I)

Le mot masse doit être distingué de la notion de poids et de celle de densité.

Le poids est le produit de la masse d'un corps par son accélération : $P = Mg$ d'où $M = \frac{P}{g}$

La masse est le rapport qui existe entre la force (ici pesanteur) qui agit sur un corps et l'accélération qu'elle lui communique.

La densité est également un rapport : celui du volume d'un corps comparé au même volume d'eau distillée à 4° centigrades, c'est un nombre abstrait $D_{\text{fer}} = 7,8$ - Densité or : 19,3.

Le poids spécifique d'un corps est le poids d'une unité de volume de ce corps. Un dm³ de fer pèse 7kgs,800 ; c'est un nombre concret.

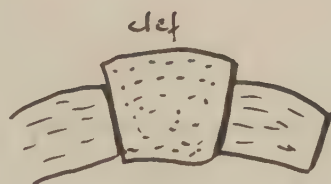
Le poids et la masse étant directement proportionnels, et l'accélération souvent négligeable, on confond souvent ces deux termes.

. Les matériaux utilisés dans nos prothèses sont tous des corps matériels inertes. Mais nous pouvons considérer que les tissus des organes de la région anatomique bucco-dentaire en rapport avec la fonction masticatrice en

PLANCHE I

CORPS MATÉRIELS

1. Solides parfaits



voussoirs

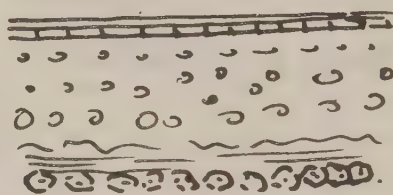


inlay

2 Solides imparfaits



gomme



tissu osseux

3 liquides

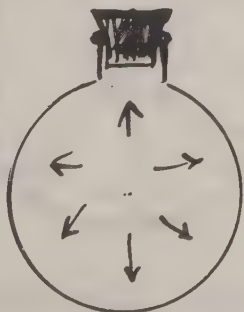


eau



liquide interstitiel

4 gazeux.



gaz



gaz putrides

dent infectée

PLANCHE II

SYSTEMES MATÉRIELS.

RIGIDES.

Alliages

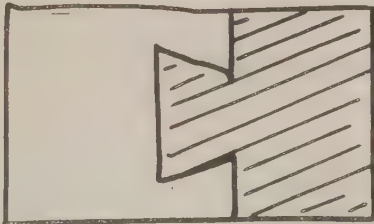


homogène

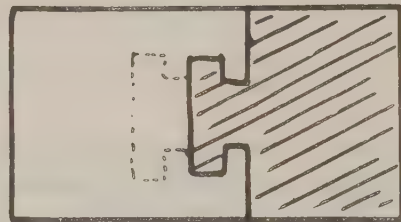


hétérogène (faible cohésion)

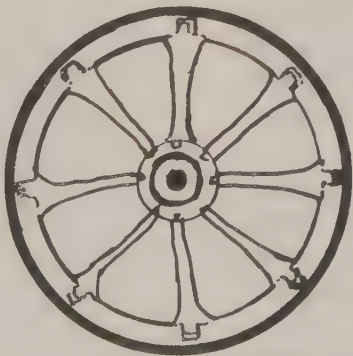
Adjustages



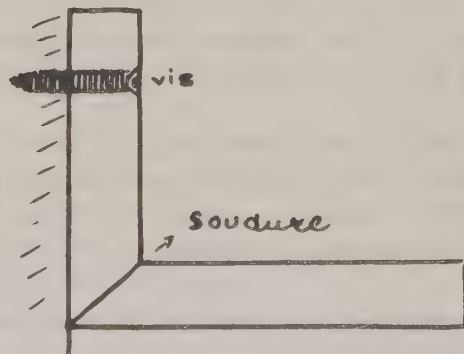
en queue d'aronde



en T ou double T.



Assemblage et cerclage



VISSAGE - SOUDURE

particulier et manducatrice en général sont également des corps matériels, à la fois inertes par leur masse immuable, et vivants par leur labilité en volume et densité.

. Os maxillaires, dents des deux arcades, ligaments alvéolo-dentaires et temporo-mandibulaires, tissus gingivaux et muqueux de recouvrement, muscles labiaux, linguaux, jugaux et masticateurs, sont autant de corps matériels, mais leur masse peut être considérée comme négligeable par rapport aux forces qu'ils reçoivent ou transmettent. Ni le calcul de leur pesanteur ni celui de leur accélération n'ont d'intérêt dans notre étude.

On distingue, en mécanique, des corps matériels que l'on désigne sous le nom de solides parfaits. Ce sont des corps durs, rigides, pratiquement indéformables (une licence de 1/1000 de déformation en volume est néanmoins tolérée).

On appelle solides imparfaits les corps mous, pâteux ou élastiques, déformables sous l'effet des moindres forces.

Il est évident que la transmission des forces ou leur absorption varie en fonction de la perfection des corps solides.

. Constatons dès à présent, que les dents naturelles saines, les dents artificielles en alliages métalliques durs et rigides ou en céramique peuvent être considérées comme des solides pratiquement parfaits, transmettant les forces reçues dans une très grande proportion de leur intensité.

. Par contre, les tissus de soutien osseux, muqueux ou ligamentaires ont un module d'élasticité assez important pour que nous les considérions comme solides imparfaits, absorbant une certaine partie des forces ou des pressions transmises.

. Il en est de même, quoique dans une moindre proportion, de certains matériaux prothétiques (résines acryliques plus ou moins molles ou dures, alliages stellites plus ou moins élastiques) et de certains systèmes mécaniques amortisseurs ou rupteurs de forces.

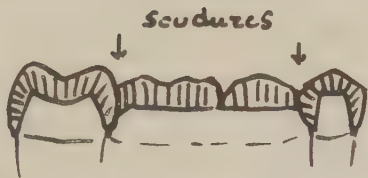
Les lois de la mécanique ne s'appliquent pas de la même manière aux solides imparfaits et aux solides parfaits.

Un corps matériel peut être homogène ou hétérogène. Il est

PLANCHE III.

SYSTEMES MATERIELS

Prothétiques rigides



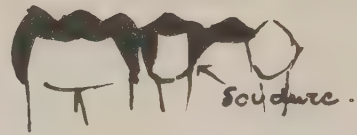
Bridge inamovible



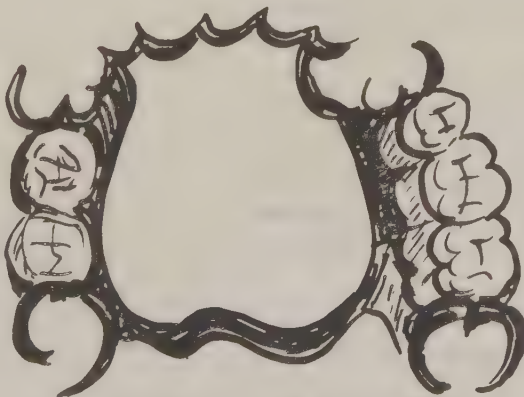
bridge amovo-inamovible.



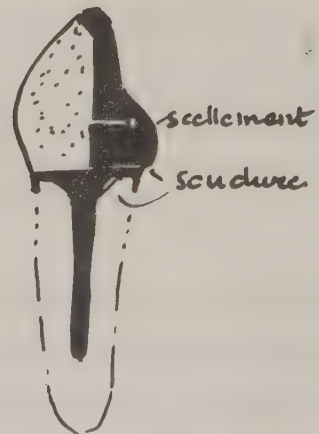
Selle à attachements rigides.



bridge en extension



Appareil squelette.



Coiffe de Richmond

dit homogène quand il ne se compose que d'un seul corps chimique, que celui-ci soit simple et pur (fer) ou complexe (acier, fonte, alliage ternaire au quaternaire, pratiquement inaltérables.

Il est dit hétérogène quand il contient plusieurs corps simples ou complexes chimiquement plus instables, moins solidaires en apparence plus altérables.

. Un tissu vivant est un corps matériel souvent très hétérogène, mais il n'est pas comparable à un corps inerte. Cette hétérogénéité paraît parfois tout au contraire pallier toute destruction et augmenter sa résistance.

Quand des corps matériels sont mécaniquement solidaires, c'est-à-dire reçoivent des impulsions générales même si le point d'application des forces est particulier et singulier, l'ensemble de ces corps prend le nom de système matériel (Pl II).

C'est l'expression abrégée de :

"Système mécanique de points et de corps matériels".

Un engrenage, une bielle, un moteur sont des systèmes matériels.

. Un bridge inamovible, une prothèse amovible, complète ou partielle, sont des systèmes matériels inertes (Pl III).

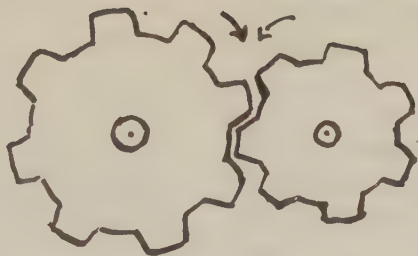
. Les organes de la fonction masticatrice ne sont pas des systèmes matériels inertes mais les dents et les maxillaires en eux-mêmes peuvent s'y comparer dans la mesure où ces organes se comportent comme des bras de levier, voire des engrenages et sont en fait des systèmes matériels relativement indéformables.

Notons que pour étudier graphiquement et chiffrer numériquement les variations de position et de mouvement des corps matériels dans l'espace, il est fréquent de ne les considérer que sous l'aspect de surfaces de projection, d'axes linéaires, voire de points et de négliger dimensions et volumes.

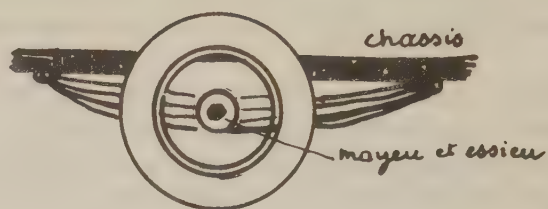
PLANCHE IV.

LIAISONS

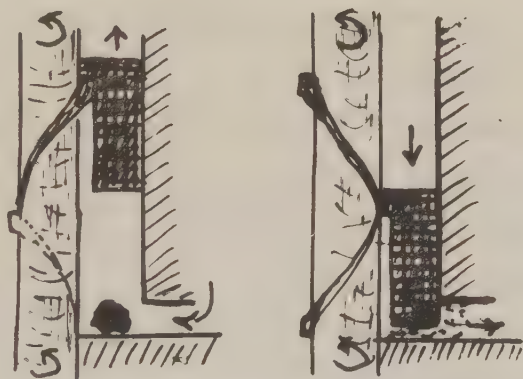
I Mécaniques



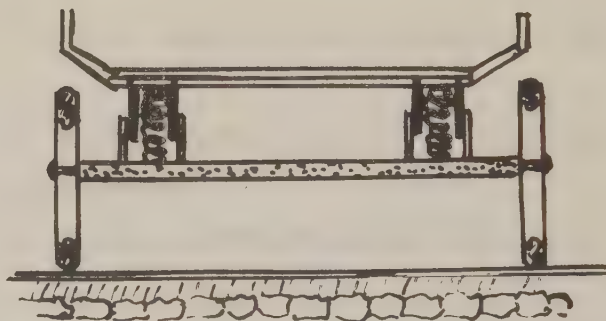
Engrenage



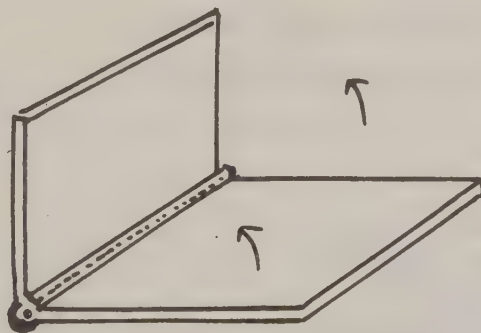
amortisseur à lames



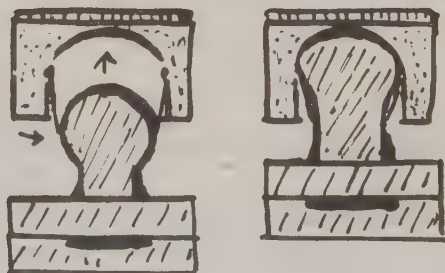
arbre à cames (bocard)



amortisseur à ressorts et à pneus.



charnière



Bouton - pression.

On appelle point matériel le point qui en dernière analyse symbolise tel solide, parfait ou imparfait. Il se confond avec le point d'impact de la force qui lui est appliquée.

. Nous profiterons de cette licence dans notre étude de la physiologie manducatrice, tant pour représenter les volumes des dents que celui des condyles, le volume des prothèses que leurs surfaces occlusales ou de contact muqueux.

. Il ne faudra pas néanmoins oublier que nos schémas ne représentent pas la réalité tout entière, et que nos conclusions pour être de quelque valeur, doivent être étendues aux véritables surfaces et encore plus aux véritables volumes.

Un corps ou le point matériel qui le symbolise peut être libre ou gêné (Pl IV).

Il est libre quand rien ne s'oppose à son déplacement que sa masse ou sa pesanteur.

Il est dit gêné quand il est maintenu ou retenu ou ralenti dans son déplacement par des liaisons.

On appelle liaison un système intermédiaire entre deux autres systèmes matériels.

Cette liaison peut être un système matériel, rigide et indéformable, et parfaitement solidaire (soudure, brasure, encastrement précis) ou un système matériel rigide et pratiquement indéformable mais amovible (crochet, attachement rigide), ou un système matériel imparfait, élastique, rupteur de forces, avec amortisseurs ou ressorts.

- Les appareillages prothétiques sont autant de systèmes matériels gênés.

. Les bridges à éléments inamovibles par le ciment de scellement et les forces de rétention (Pl V).

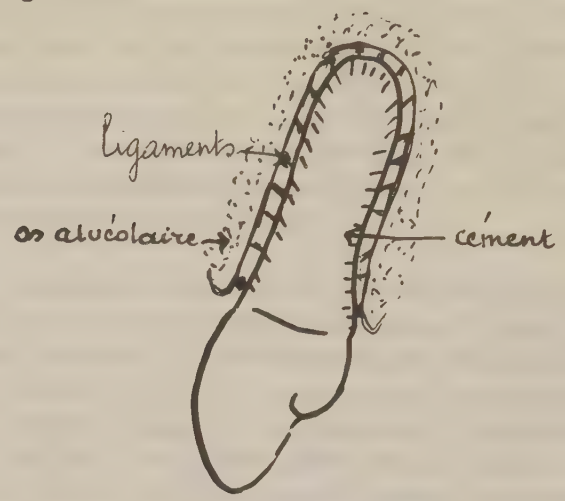
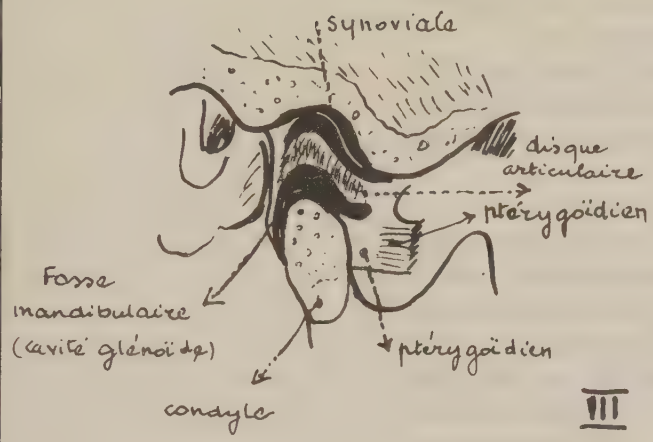
. Les appareillages amovibles partiels par attachements télescopiques ou crochets sont gênés par la rétention de ces liaisons rigides ou élastiques.

PLANCHE V.

LIAISONS.

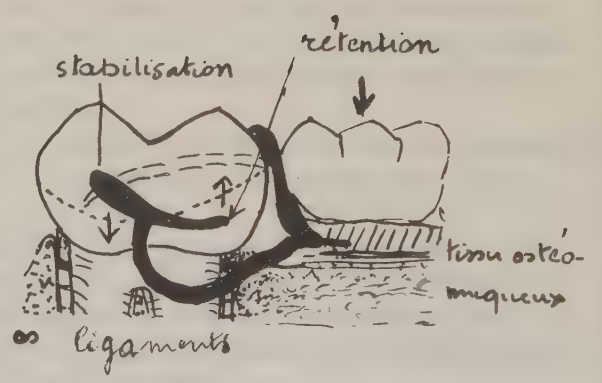
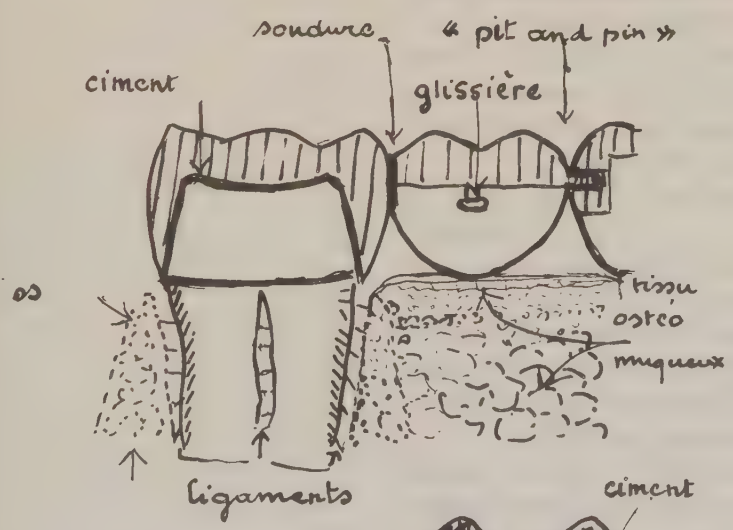
II

Bio-physiologiques



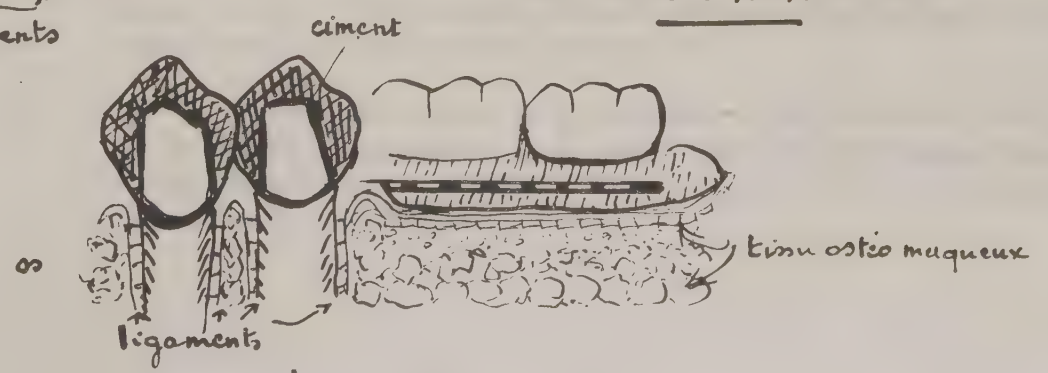
III

Bio-physio-mécaniques



PROTHÈSE AMOVIBLE

Prothèse inamovible



PROTHÈSE COMPOSITE

. Les appareillages amovibles complets sont gênés par l'adhésion et la rétention des surfaces muqueuses sur lesquelles ils s'appliquent.

- Mais nous devons noter la variabilité de cette gêne.

Dans un bridge inamovible le scellement n'empêche pas les réactions ostéo-ligamentaires de s'opposer aux mouvements de renversement ou de bascule des piliers, et les mouvements des crochets et des attachements des prothèses amovibles partielles sont gênées de la même manière.

La nature même des tissus muqueux, leur adhérence à l'os, leur épaisseur, leur élasticité sont autant de facteurs d'instabilité indirects des systèmes matériels inertes que sont les prothèses amovibles complètes.

- Il est donc important d'être conscient de l'état de fait suivant : Les systèmes matériels inertes qui nous servent à restaurer les dentures partiellement ou totalement disparues sont des solides gênés qui ne doivent pas obéir aux lois des solides libres mais au contraire s'y opposer. Or, si en dernière analyse les gênes sont d'ordre bio-physiologique, et les tissus qui les concrétisent, essentiellement labiles, il y a nécessité d'une permanente compensation entre les énergies de tous ordres auxquelles sont soumis nos patients.

Nous devons donc et sans cesse avoir présentes à notre esprit les théories de Boses, de Jores et de Chayes pour opposer aux risques de déséquilibre les réactions tissulaires les plus favorables.

Il est curieux de constater que cette loi de la nature ait été mieux exprimée par des écrivains que par des savants :

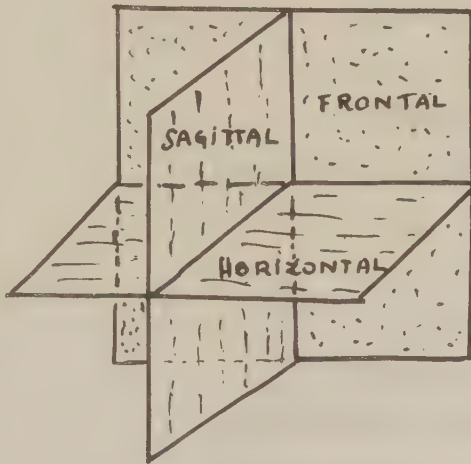
- Anatole France a dit, avec quelque humour noir, dans "l'Anneau d'Améthyste", "l'instabilité est le caractère essentiel des combinaisons qui produisent la vie. La vie, voulez-vous que je vous la définisse scientifiquement : c'est de l'inconnu qui fout le camp".

Valéry, moins amer, néanmoins affirme la même chose. Il dit : "la matière vivante est essentiellement labile mais aussi, étrangement surprenante".

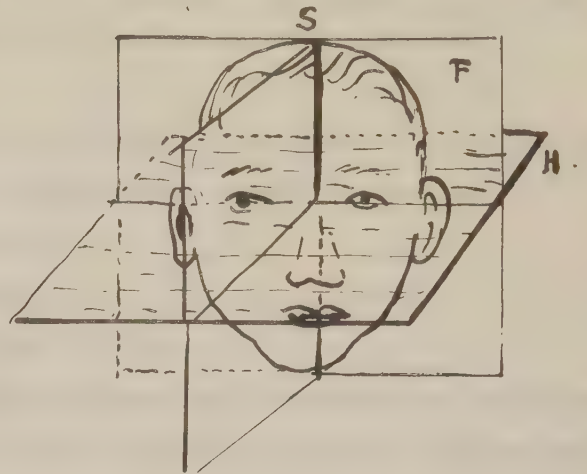
Notre rôle est de la maintenir ou de la rendre particulièrement résistante par la suppression des déséquilibres et des traumatismes, c'est-à-dire, en fait des mouvements excessifs ou anormaux.

PLANCHE VI

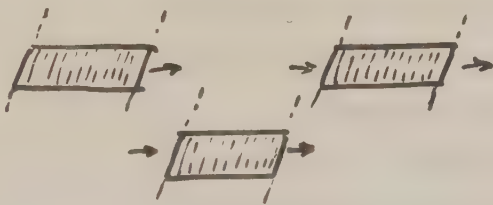
LE MOUVEMENT.



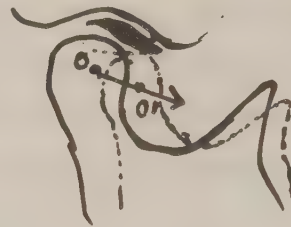
Les 3 plans de l'espace



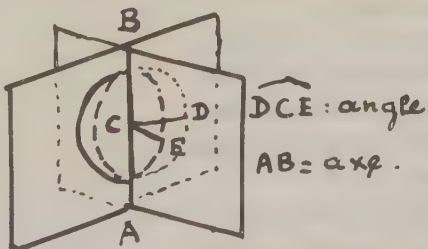
Les 3 plans d'une tête



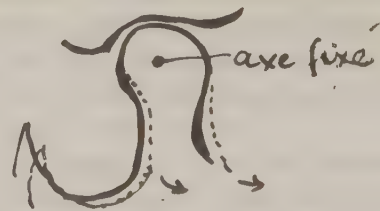
Mouvement de translation



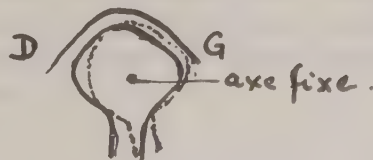
Propulsion. OO' (2^e temps)



Mouvement de rotation



Rotation sagittale (1^{er} temps)



rotation frontale.

(mouvement du condyle travaillant (Bennet))

B) LE MOUVEMENT

se définit comme suit :

"Variation temporelle de la position d'un corps matériel par rapport à la position d'un autre ou de plusieurs autres corps considérés dans un espace commun".

Notons tout de suite qu'un espace est un volume qui se caractérise par trois plans réciproquement perpendiculaires :

- un plan horizontal,
- un plan sagittal,
- un plan frontal. (Pl VI)

Sont doués de mouvement tous les systèmes ou corps matériels qui se déplacent sur l'un de ces plans ou entre deux ou trois de ces plans.

C'est ainsi que tout engin mobile qui part d'un village par la route, par les airs ou par l'eau, et cela vers quelque lieu que ce soit, différencie sa position par rapport au village à tout instant.

Une théodolite permet de relever la position d'un mobile dans l'espace grâce à la lecture des angles qu'il fait par rapport aux trois plans de l'espace.

- La mandibule est un corps mobile par rapport au condyle du temporal et à une position considérée comme point de départ (celle où le condyle mandibulaire peut tourner autour d'un axe sans exécuter de translation et que l'on appelle axe-charnière (hinge-axis) Pl. VI.

Tout mouvement de propulsion ou de rétropulsion, d'abaissement ou d'élévation, de diduction déplace la mandibule dans une direction déterminée, mais le plus souvent suivant des trajectoires variables difficiles à apprécier graphiquement ou trigonométriquement.

Cette variabilité est due aux réflexes proprioceptifs ou hétéroceptifs du patient, conditionnés eux-mêmes par la nature physique ou chimique des aliments ou la volonté du patient.

Il est néanmoins possible de connaître les limites dans lesquelles ces mouvements sont habituellement exécutés pour un patient donné, et d'en rétablir les directions grâce à l'utilisation d'un articulateur physiologique muni d'un arc facial.

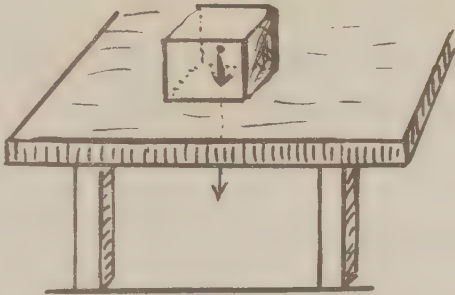
- Les dents sont également, mais à un moindre degré, des corps mobiles. On a apprécié l'élasticité ligamentaire à 1 ou 2/10 de millimètre, mais les dents alvéolysées ont une mobilité plus importante dont il faut tenir compte, quand il s'agit de calculer leur résistance aux mouvements des prothèses qui s'appuient sur elles.

L'étude attentive des mouvements mandibulaires et dentaires est approfondie aujourd'hui par les procédés les plus modernes de la physique contemporaine (systèmes optiques, radiographiques, cinéfluorescopiques, électriques et électroniques). Elle permet de mieux comprendre les causes de l'instabilité de certaines prothèses, et en conséquence, de leurs tissus de soutien.

PLANCHE VII.

FORCES.

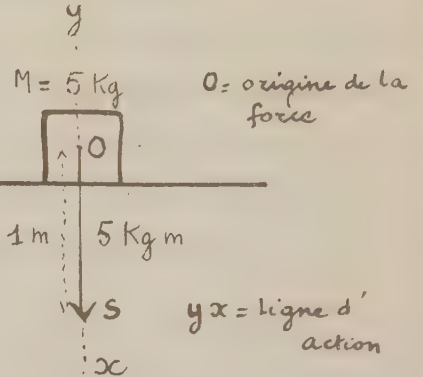
I DEFINITIONS



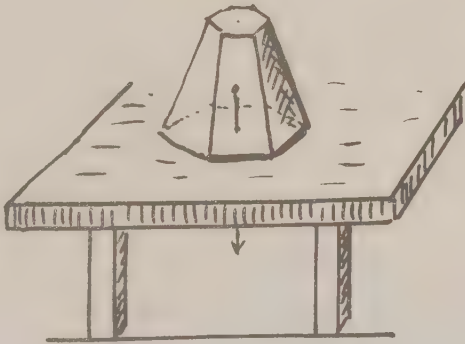
$M = \text{masse}$

$OS = \text{module}$

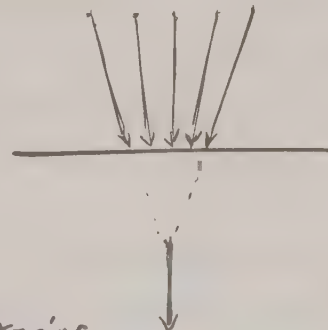
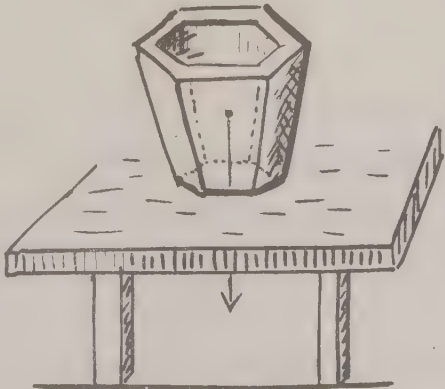
$S = \text{sens}$



Forces symétriquement et régulièrement réparties



Forces réparties symétriquement mais progressivement



Forces concentrées symétriques

C. L'EQUILIBRE S'OPPOSE AU MOUVEMENT

C'est une position plus ou moins durable que l'on désigne encore sous le nom de "position de repos". Il ne faut pas confondre cette position de repos avec celle de la bouche ouverte sans effort, quoique cette dernière position n'existe que par égalité de forces antagonistes de même intensité et de même ligne d'action.

Le mot équilibre suppose donc des forces contraires : celle du poids d'un cylindre de cuivre à celle de la résistance d'une table de chêne, celle de la pesanteur d'un édifice de pierre opposée à la résistance de sa base et du sol sous-jacent, celle d'un âne rétif et d'un paysan entêté. (Pl VII).

Cette définition de l'équilibre, concrétisée par l'immobilité, plus ou moins durable, nous conduit à préciser le contenu du mot force.

Une force est la grandeur d'une énergie mesurable graphiquement ou numériquement (force électrique, force musculaire). Une force, en mécanique, c'est surtout une action capable d'inciter un corps au mouvement (attraction, répulsion, chute, élévation ou ascension). Elle peut être d'ordre physique, ou d'ordre physiologique (contraction musculaire, dilatation pulmonaire, cardiaque, vasculaire).

Une force mesurable numériquement, en fonction d'une unité, est dite scalaire. L'unité de force est le produit d'une unité de masse par l'unité de longueur. Le kilogrammètre est la plus employée. Le cheval vapeur vaut 75 kilogrammètres.

Mais le plus souvent les forces sont appréciées graphiquement. Leur mesure dépend de la distance entre deux points d'une

PLANCHE VIII.

TRANSMISSION ET RÉSULTANTES DES FORCES PARALLÈLES.

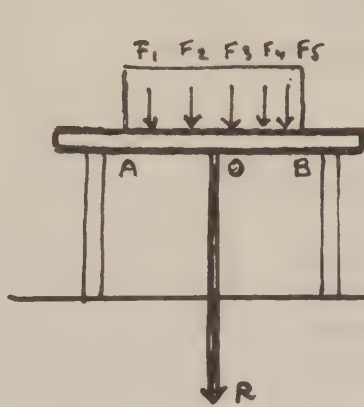
I

Réparties sur un plan

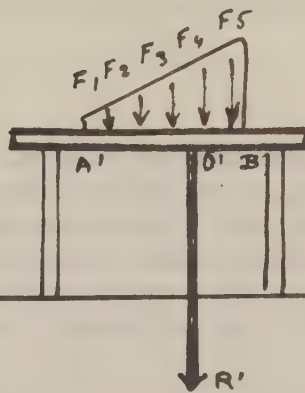
1. également,

2. progressivement

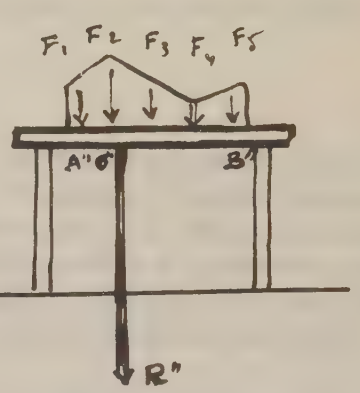
3. inégalement



$$OR = F_1 + F_2 + F_3 + F_4 + F_5$$



$$O'R' = F_1 + F_2 + F_3 + F_4 + F_5$$



$$O''R'' = F_1 + F_2 + F_3 + F_4 + F_5$$

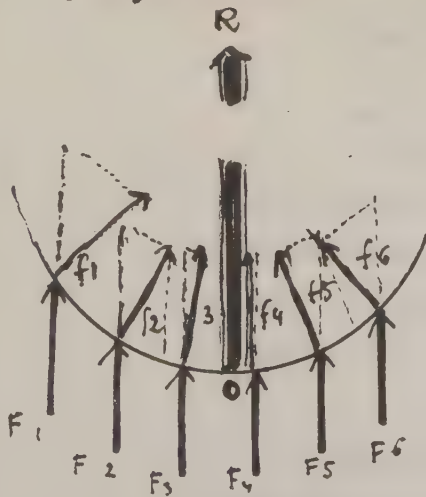
II

Réparties sur une courbe.

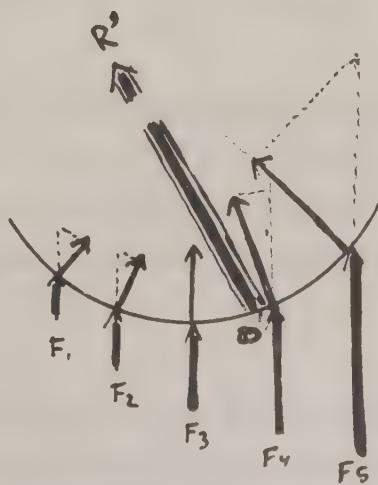
1. également

2. progressivement

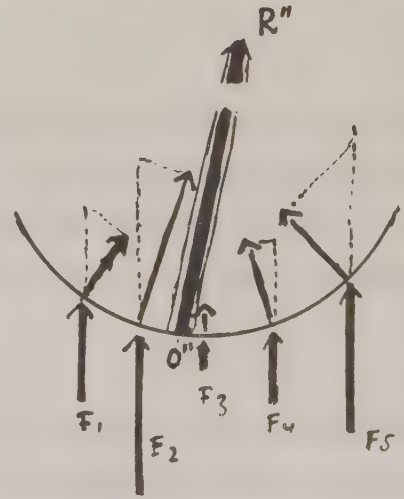
3. inégalement



$$OR < F_1 + F_2 + F_3 + F_4 + F_5 + F_6$$



$$O'R' < F_1 + F_2 + F_3 + F_4 + F_5$$



$$O''R'' < F_1 + F_2 + F_3 + F_4 + F_5$$

ligne sans fin dite "ligne générale d'action." Un point est appelé point d'application car il montre à quel endroit la force s'exerce. Une flèche indique le sens, l'autre point indique l'origine de la force, son point de départ.

La distance entre les deux points, proportionnelle à l'intensité de la force, est appelée module de la force.

On dit encore d'une telle force orientée et mesurée qu'elle est vectorielle.

. Le système manducateur de l'homme est le théâtre de l'action de forces variables d'intensité et de direction.

Forces musculaires actives et forces réactionnelles des tissus ligamentaires osseux et muqueux s'opposent pendant les divers temps de la préhension alimentaire, de l'incision, de la dilacération, de la trituration et de la déglutition.

. Dans un système sain cette opposition permet des mouvements normaux sans traumatismes tissulaires, et il existe alors un équilibre bio-physiologique, facteur de durée.

Mais si le système se dérègle par excès de forces actives ou faiblesse des résistances antagonistes, l'équilibre bio-physiologique est rompu, et une forme pathologique des tissus s'installe.

. Il est donc utile de bien connaître les propriétés des forces pour essayer de les mieux harmoniser en les répartissant judicieusement.

On appelle force répartie une force qui s'exerce sur une surface agrandie et non sur un point ou une surface réduite. La répartition d'une force diminue son intensité en fonction directe de la surface, ce qui peut atténuer l'amplitude d'un mouvement, et même le supprimer. (Pl VIII).

Par contre, lorsque la force ne s'applique qu'en un point ou une surface très réduite, elle est dite concentrée. Son intensité

peut devenir maximale.

La transmission des forces dépend de plusieurs facteurs :

- du parallélisme des forces ou de leur degré de convergence,
- de l'égalité ou de l'inégalité de leur intensité,
- de leur répartition régulière ou progressive ou désordonnée,
- de la surface, selon qu'elle est plane, courbe ou plus complexe (Pl VIII).

. Dans le système bucco-dentaire approprié à la manducation, à la mastication et à la déglutition, les forces musculaires se transmettent aux dents par l'intermédiaire de la mandibule.

. Ces forces se répartissent ensuite sur des surfaces plus ou moins planes ou courbes, réduites ou larges, selon les divers mouvements et les diverses occlusions, par l'intermédiaire des aliments.

Leur transmission n'est pas un problème facile à résoudre ni numériquement ni graphiquement. Même si l'on connaît l'intensité des forces musculaires habituelles, la direction et le sens de leur résultante classique, la mastication et la déglutition sont des actions d'une telle variété et d'une variabilité tellement infinie, soumises qu'elles sont aux réflexes les moins ou les plus conditionnés qui soient, qu'il est pratiquement impossible d'en imaginer les effets avec précision.

. L'étude de la transmission des forces en général donne néanmoins aux praticiens le souci d'éviter une transmission excessive, et donc l'idée de rechercher les moyens pratiques, cliniquement mesurables, de pallier les insuffisances ou les excès les plus grossiers.

Equilibration occlusale et meulage sélectifs procèdent de cette inquiétude.

D. LE TERME INTERACTION A PLUSIEURS SENS

Il signifie aussi bien les déformations physiques dues à l'excès des forces actives sur la résistance physique des corps, que les modifications de direction et d'orientation des forces elles-mêmes, ce qui est cause de variabilité dans l'intensité et l'efficacité.

C'est Newton qui a le premier défini les termes d'action et de réaction pour désigner les forces actives et les forces opposées de résistance.

Le terme interaction peut s'appliquer aux rapports qui existent entre un système matériel inerte et un système biophysique, entre deux systèmes inertes ou deux systèmes vivants. Il peut s'appliquer aux liaisons intermédiaires entre deux systèmes matériels, car il y a toujours entre les systèmes des rapports de sens opposé :

l'action modifiant la réaction,
et celle-ci modifiant aussi parfois l'action elle-même.

. C'est ainsi qu'il existe dans le système manducateur de l'homme bien des exemples d'interactions.

- Une arcade dentaire se déforme sous l'influence des forces excessives et désorientées de l'arcade antagoniste mais cette déformation est en soi un moyen d'éviter des traumatismes plus dangereux : c'est une adaptation.

Des dents voient leurs cuspidés s'abriter, et leur couronne se modeler dans une coronoplastie naturelle pour les mêmes raisons que ci-dessus : pour éliminer des prématurités traumatisantes sur des mouvements en déséquilibre.

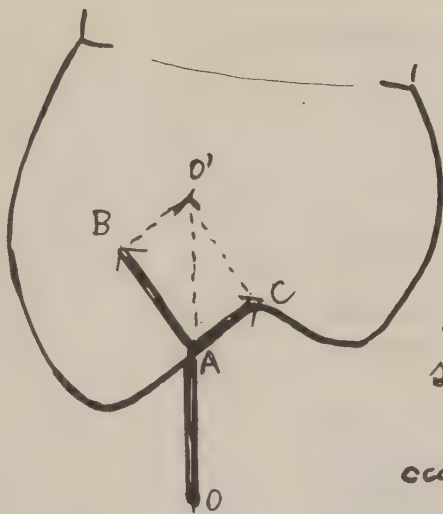
- Il existe dans la cinématique mandibulaire des réflexes proprioceptifs capables de faire varier en intensité et direction les forces musculaires en fonction de la résistance particulière des aliments, par leur nature, leur forme ou leur volume.

PLANCHE IX.

VARIATION d'INTENSITÉ ET DE DIRECTION dans la transmission des FORCES MUSCULAIRES

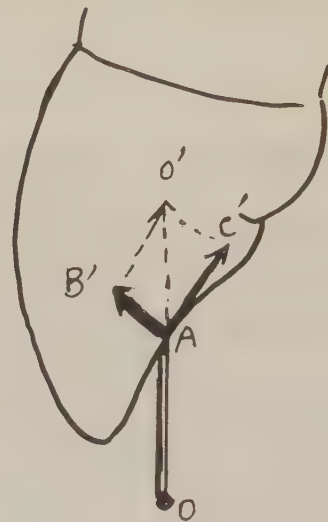
I

En fonction des surfaces d'application



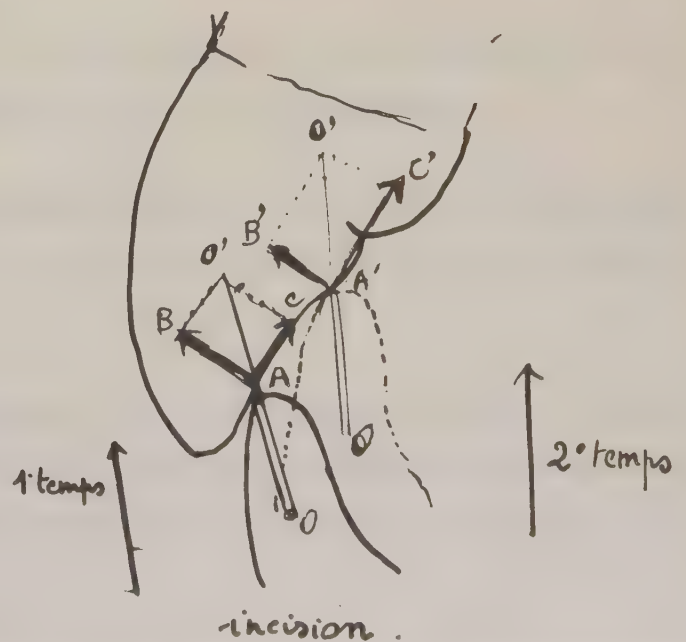
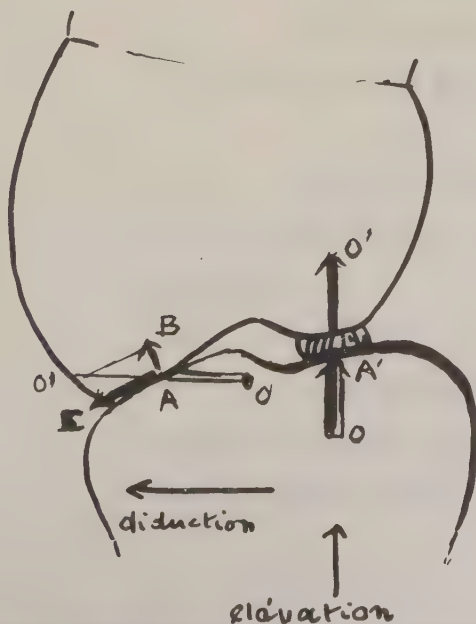
Ici,
A = aliment
considéré comme
sans influence.

occlusions centrées



II

en fonction de leurs résultantes



E. LES DIVERSES PARTIES DE LA MECANIQUE SONT :

1. La Statique.

qui a pour but de connaître de quelle façon les forces

- se composent,
- et se décomposent,

dans les divers systèmes mécaniques, en vue d'assurer leur efficacité ou leur équilibre.

Cet aspect de la mécanique est essentiel en bio physio-mécanique manducatrice.

. Nous ne pouvons comprendre l'exercice de la fonction masticatrice que par l'analyse des forces musculaires, de leur transmission directe ou indirecte sur les arcades dentaires, et de leur absorption par les tissus de soutien des organes dentaires. (Pl IX).

. Nous ne pouvons exécuter de prothèse de contention ou de restauration sans concevoir des systèmes matériels harmonieux capables de rétablir ou de maintenir l'équilibre tissulaire par l'équilibre occluso-articulé, c'est-à-dire sans concevoir des formes et des surfaces occlusales ou muqueuses de contact, modifiant favorablement les forces actives en forces absorbées.

1. La dynamique.

est la science des mouvements des corps matériels libres ou partiellement gênés soumis à des forces extérieures.

On appelle forces extérieures des forces qui ont leur origine dans un autre corps ou un autre système que le corps ou le système receveur.

Les forces intérieures sont celles qui trouvent leur origine dans le système receveur. Il ne faut pas confondre forces actives et forces extérieures forces réactionnelles et forces intérieures.

. La cinématique mandibulaire conditionnée par l'anatomie biocondylienne de l'articulation temporo-mandibulaire et les contractions musculaires les plus variées est à la base de la manducation, c'est-à-dire la fonction alimentaire première.

Pour la préhension, l'incision, la dilacération ou la trituration des aliments, la mandibule exécute des mouvements de propulsion ou de rétropulsion, de diduction transversale ou hélicoïdale d'amplitude et de direction singulières, c'est-à-dire propres à chaque individu.

. Mais il y a néanmoins, sinon identité, du moins de fortes similitudes dans ces mouvements singuliers et leur connaissance en général peut aider à la connaissance particulière.

En résumé, l'étude de la mécanique rationnelle semble pouvoir apporter à la connaissance de la bio-physio mécanique de la fonction masticatrice des éléments de comparaison fort utiles, même s'ils ne s'appliquent pas avec une totale rigueur aux organes et aux tissus du système vivant.

II

Statique des corps matériels

solides parfaits

ET SON APPLICATION A LA DENTURE

naturelle et prothétique

La statique traite de trois sortes de sujets :

- A - celui de la composition et de la décomposition des forces ;
- B - celui de l'équilibre des forces simples ou de leurs systèmes ;
- C - celui de la stabilité, c'est-à-dire en fait de la durée de l'équilibre.

A - COMPOSITION et DECOMPOSITION des FORCES

a) définitions

. Les forces peuvent s'appliquer sur un plan ou sur une courbe. Dans ce dernier cas la courbe peut être considérée comme une succession de plans différents.

. Les forces peuvent être parallèles entre elles, ou concourantes, c'est-à-dire convergentes en un même point.

. Elles peuvent s'appliquer normalement à un plan ou faire un angle plus grand ou plus petit que l'angle droit avec dce plan.

Elles peuvent être d'intensité égale ou d'intensité différente.

"Composer des forces" c'est trouver une force unique de puissance égale à la somme algébrique des moments de chaque force, et de direction telle qu'elle soit un compromis harmonieux entre les différentes lignes d'action.

Cette force unique porte le nom de résultante.

Le problème inverse est aussi commun en mécanique. Décomposer une force c'est remplacer une force unique en forces composantes telles que la somme algébrique de leurs moments soit égale au moment de la force d'origine.

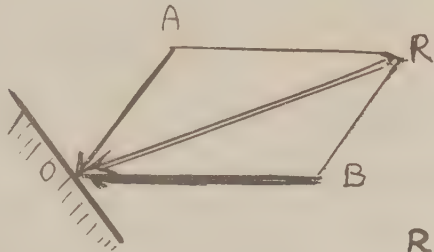
b) Composition des forces concourantes

Ces forces peuvent être au nombre de deux ou en nombre plus élevé ; elles peuvent alors se trouver dans un même plan, ou dans des plans différents.

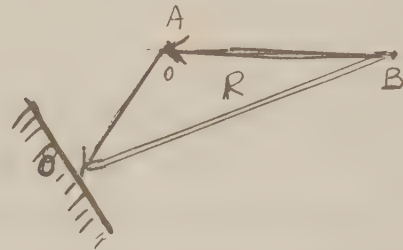
PLANCHE X.

FORCES

Composition des forces concourantes

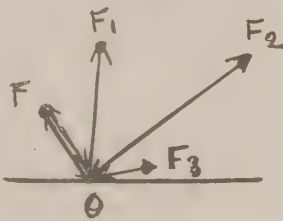


$R =$
résultante
 $R < OA + OB$

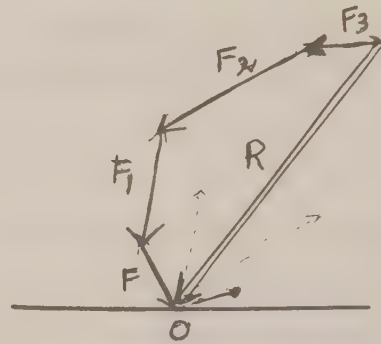


1. parallélogramme des forces

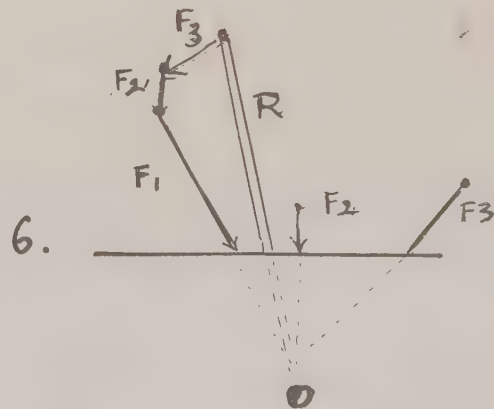
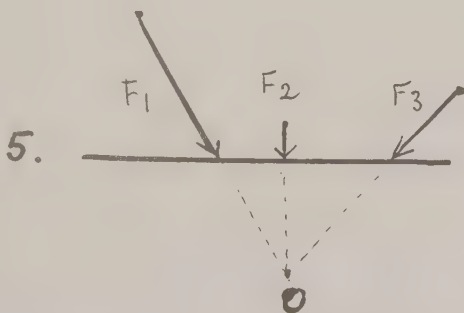
2. triangle des forces



3. Convergence en un point
du plan



4. Polygone des forces
 $R < F + F_2 + F_2 + F_3.$



Convergence hors du plan. $R < F_1 + F_2 + F_3.$

Elles peuvent s'appliquer sur un plan de quelque importance ou sur point. C'est ce qui arrive quand elles s'appliquent sur une courbe. Elles peuvent converger vers un même point situé en dehors du plan et donc avoir sur ce plan plusieurs points d'application.

1) Quand il n'existe que deux forces concourantes, elles sont obligatoirement dans le même plan. (Pl X)

Leur résultante est obtenue par la construction du parallélogramme exécutée d'après les intensités des vecteurs des deux forces. C'est la diagonale du parallélogramme qui est en direction, la Résultante, et sa longueur est appelée module de la résultante.

Elle est toujours plus petite que la somme des deux composantes. (Fig. 1 Pl X).

Le même résultat est donné par la construction d'un triangle à partir du point d'application des forces comme sommet. On ajoute à l'un des vecteurs, le second vecteur avec sa direction et son intensité. La ligne qui joint l'origine du 2ème vecteur au point d'application du premier, représente la résultante (Fig 2 Pl XI). Son module peut s'exprimer par la formule suivante :

$$R^2 = F_1^2 + F_2^2 - 2 F_1 F_2 \cos (180 - A)$$

or dans la figure 2 on peut remplacer :

$$- 2 F_1 F_2 \cos (180 - a) \text{ par}$$

$$2 F_1 F_2 \cos a$$

a étant l'angle formé par les deux composantes :

$$R = \sqrt{F_1^2 + F_2^2 + 2 F_1 F_2 \cos a}$$

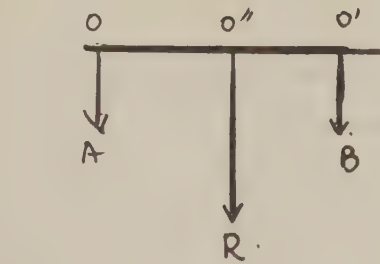
2) Quand il existe trois forces concourantes dans un même plan, on obtient la résultante en prenant comme composantes : la résultante des deux premières forces et la troisième, ce qui ramène à la construction précédente.

PLANCHE XI.

FORCES.

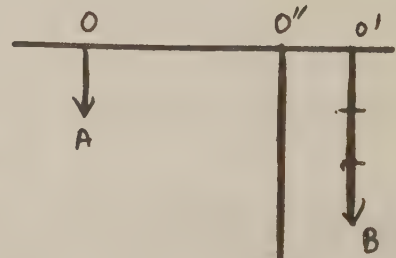
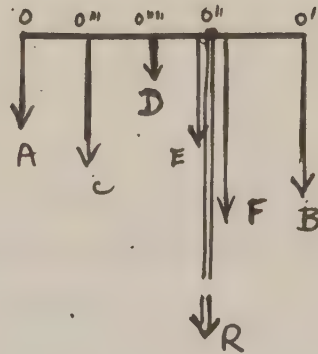
Composition des forces parallèles

I de même sens



$$OR = OA + O'B$$

$$OO'' = O''O'$$



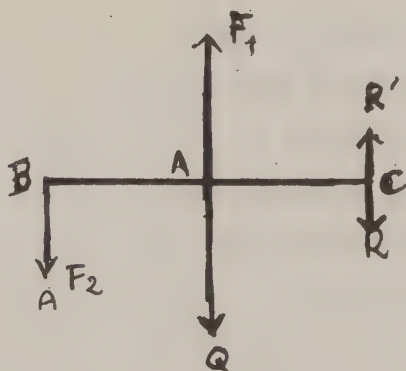
$$O''R = OA + O'B$$

$$= 4OA$$

$$OO'' = 3 \times O''O'$$

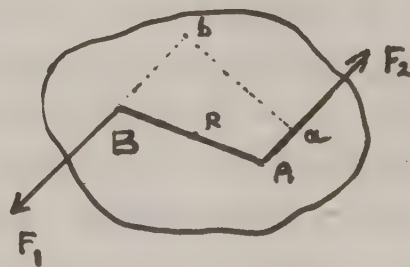
$$OA \times OO'' = O'B \times O'O''$$

II de sens contraire.



$$R = R' = F_1 - F_2$$

$$R' = \text{résultante } F_1 + F_2$$



Couple : $R = 0$.
(pas d'équilibre)

3) Quand trois forces concourantes ne sont pas dans le même plan, la résultante est égale à la diagonale du parallélépipède construit sur ces trois vecteurs, ce qui conduit à la résolution précédente.

4) Quand les forces concourantes sont en nombre plus élevé, la résultante est égale à la somme algébrique de leurs modules.

La direction est obtenue en joignant l'origine du premier vecteur au point d'application du dernier, les vecteurs étant placés, bout à bout, en série d'après leur propre direction et en respectant leur propre module. (Fig. 3 et 4 Pl X)

Cette méthode graphique s'appelle méthode du polygone des forces. C'est une extension de celle du triangle des forces.

5) Les forces concourantes peuvent avoir plusieurs points d'application sur un même plan et ne converger que sur un point situé au delà du plan.

La composition s'exécute comme si le plan était reculé au niveau du point de convergence. (Fig. 5 et 6 Pl X)

Les forces musculaires sont le plus souvent dans ce cas. Ce sont en fait les os des maxillaires qui les reçoivent.

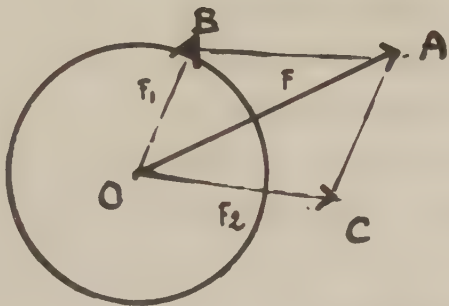
.N.B - Il faut noter que toutes les résultantes sont inférieures en intensité à la somme des intensités des composantes.

- Dans le cas de forces appliquées sur une courbe ou une sphère (que l'on peut considérer comme une série de plans d'infime étendue, la résultante risque de varier en direction et intensité à tout instant.

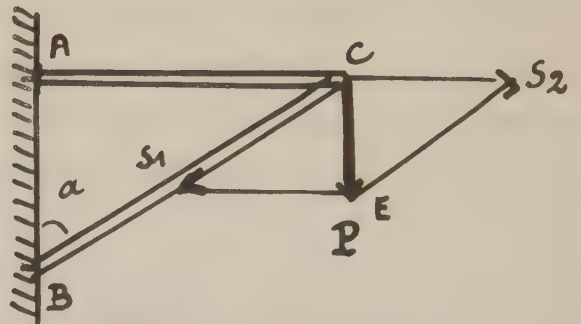
C'est le cas sur des cuspidés courbes.

PLANCHE XII.

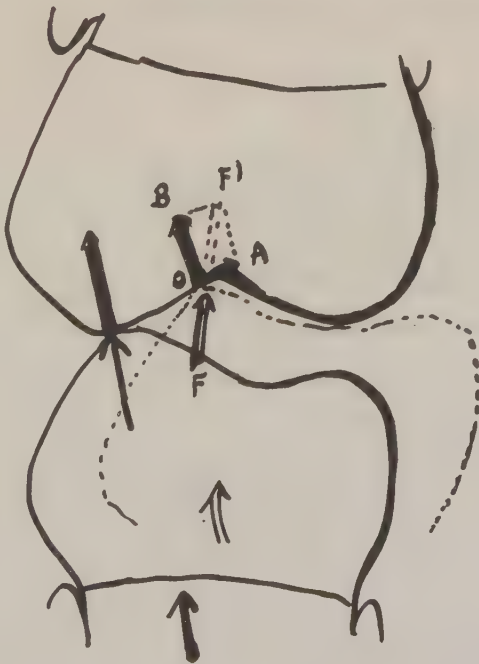
DECOMPOSITION DES FORCES.



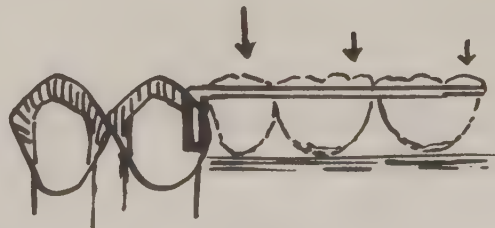
1



2



3



4

c) Composition des forces parallèles sur un plan

Ce sont des forces qui peuvent être appliquées perpendiculairement ou obliquement sur un plan donné.

1 - Quand elles sont au nombre de deux et perpendiculaires à un plan donné, leur résultante est une force parallèle de même sens, d'intensité égale à la somme des modules des deux forces, et dont le point d'application est situé à une distance de chaque point d'application telle que cette distance est en raison inverse de leur intensité. (Fig. 1 et 2 Pl XI)

2 - Quand elles sont d'un nombre plus élevé, mais toujours perpendiculaires à un plan donné, leur résultante est obtenue par le procédé des résultantes successives, entre la première et la deuxième, la résultante obtenue et la troisième etc. La direction et l'intensité et le point d'application de la dernière résultante sont précisés par la dernière opération graphique (Fig 3 Pl XI).

3 - Quand les forces sont parallèles entre elles et obliques sur un plan, leur résultante n'est pas dans la même ligne d'action, et leur intensité n'est plus la somme des intensités, car les forces obliques se décomposent en forces de glissement et en forces transmises de moindre intensité que la force initiale (voir le parag. d)

4 - Il en est de même quand les forces parallèles s'appliquent sur une courbe, celle-ci pouvant être considérée comme une série de plans d'obliquité variable (voir le parag. d).

d) Décomposition des forces

La décomposition des forces suit le processus inverse de la composition.

Toute force active qui rencontre un corps matériel peut se diviser, quand elle frappe ce corps, en plusieurs forces ; par exemple en force de glissement et en force d'absorption ou de transmission.

- Cette décomposition en deux forces se calcule ou se mesure graphiquement. Dans ce dernier cas il est indiqué d'utiliser la règle du parallélogramme des forces pour obtenir la direction et l'intensité des forces décomposées. (Pl XII Fig. 1)

On construit sur le prolongement de la ligne d'action de la force FO active une force de même sens et de même intensité OF 1 à partir du point d'application. On détermine la force de glissement en direction et intensité OA. On joint alors le point extrême de la flèche de cette force à la flèche de la force active en prolongement AF 1, et en ce dernier point on trace une parallèle à la force de glissement F 1 B. Il suffit de joindre le point d'application O à cette parallèle par une parallèle à la ligne AF 1, pour obtenir la direction et l'intensité de l'autre force, celle qui s'exerce vraiment sur le corps (OB) (Fig 3 Pl XII).

Exemple d'une console. (Pl XII Fig 2)

Une console se composant de deux tiges AC et BC fixées au mur et solidarisées à leur extrémité est tirée vers le bas par un poids P. Cette force peut être considérée comme deux forces S1 et S2 parallèles aux lignes d'action AC et BC.

Si l'on considère le triangle CDE, et si l'on appelle angle à l'angle formé par les droites BA et BC, on peut écrire les relations

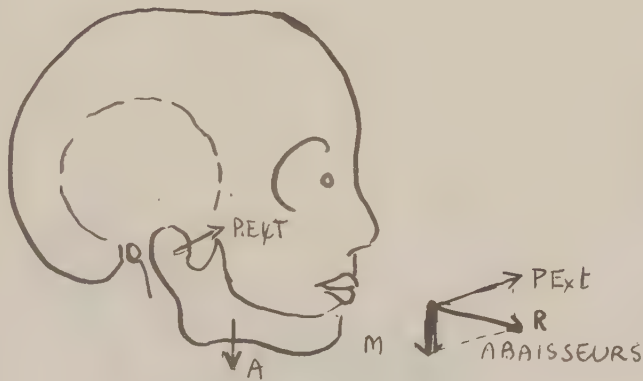
$$S1 = \frac{P}{\cos \hat{a}}$$

$$S2 = P \operatorname{tg} \hat{a}$$

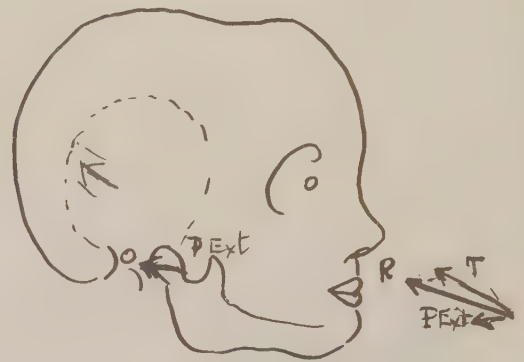
L'angle $\hat{a}$ est variable. Il varie en fonction de la longueur de la console AC. Si AC s'allonge, $\hat{a}$ se rapproche de 90° , et S1 comme S2 grandissent.

FORCES MUSCULAIRES.

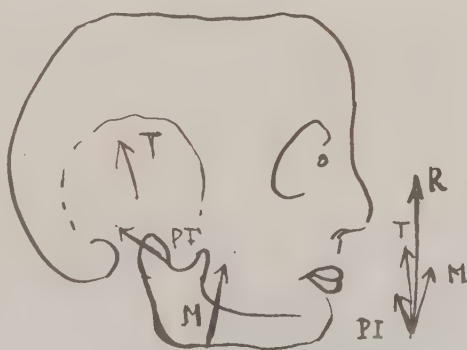
et leurs résultantes



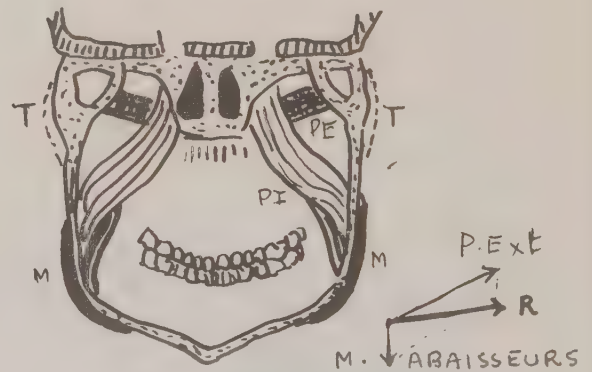
Propulsion



Rétropulsion



Elévation



Diduction

T = Temporal

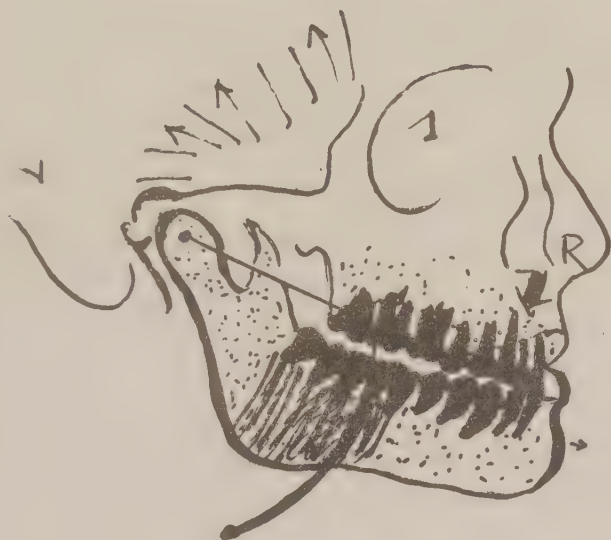
M = MASSETER

P.I = pterygoïdien interne

P.ext: pterygoïdien externe

R = résultante.

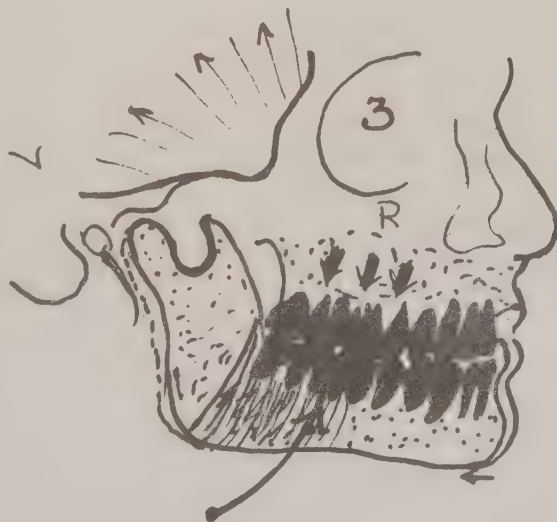
RÉPARTITION ET VARIABILITÉ
d'intensité
DES FORCES RÉACTIONNELLES



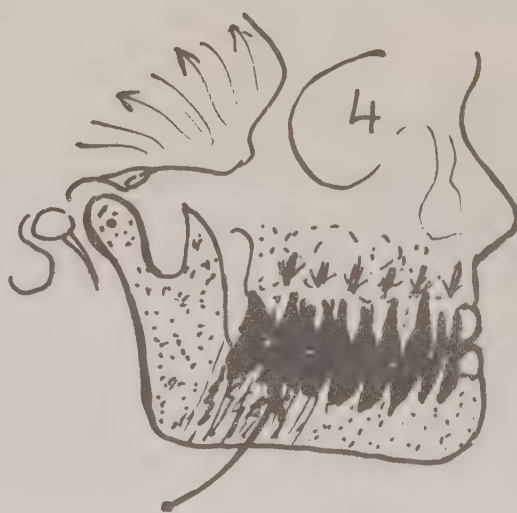
Protrusion sagittale



Protrusion oblique



Rétrusion



Occlusion centrée

Pour $P. = 100 \text{ kg}$ $\hat{a} = 85^\circ$ $S1 = 1\ 150 \text{ kg}$ ce qui montre la progression de la force reçue par la console quand elle est très grande.

b) Une force peut se décomposer en trois forces

Pour connaître les intensités des composantes on utilise la règle du parallélépipède. Bien entendu il faut ici encore connaître quelques unes des données : direction et intensité de deux forces pour connaître la troisième.

L'exemple classique est celui des forces qui s'exercent sur des corps rigidement liés. Les forces se décomposent au niveau des liaisons.

c) Il est évident que la décomposition d'une force en plusieurs forces d'un nombre supérieur à trois offre beaucoup de difficultés de calcul pour être bien connue.

C'est pourtant cette décomposition permanente qui existe tout au long de la mastication sur les dents de l'arcade résiduelle comme sur celles des systèmes prothétiques les plus divers, illustrant cette phrase d'Anatole France déjà citée : la vie est en perpétuel déséquilibre.

L'interposition alimentaire variable en position, forme et résistance ajoute à la variabilité des mouvements de l'appareil manducateur (Pl XIII et Pl IV) ceux-ci étant d'ailleurs soumis aux reflexes proprioceptifs les plus variés.

Il est néanmoins utile, pour mieux cerner les effets des pressions musculaires sur les dentures, de transposer en notre art les règles les plus simples de la décomposition des forces.

- les contacts intercuspidiens dans les mouvements incisifs ou triturations montrent de telles décompositions, l'angle selon lequel la dent inférieure frappe le plan lingual ou occlusal modifiant la direction de la force initiale et son intensité (cf figures Pl IX).

- les contacts intercuspidiens dans les mouvements de déglutition, en occlusion centrée de rétrusion, sont des exemples plus probants car il y a fixité prolongée des contacts.

PLANCHE XV

INCLINAISON DES DENTS

sur les arcades

Maxillaire supérieur
Obliquité vestibulo-linguale

1	2	3	4	5	6	7	8
29°	29°	20,6°	10°	9,6°	10-13°	9°-10°	12°

Mandibule
Obliquité vestibulo-linguale

1	2	3	4	5	6	7	8
19°-3	21°,2°	14°,6	9°,8	9°,1	12,8 à 16	25 à 28	32°,6

Maxillaire supérieur
Obliquité mésio-distale

1	2	3	4	5	6	7	8
12 à 15°	10°	4 à 5°	4 à 5°	2 à 3°	0°	-2 à 5°	-7° à 15°

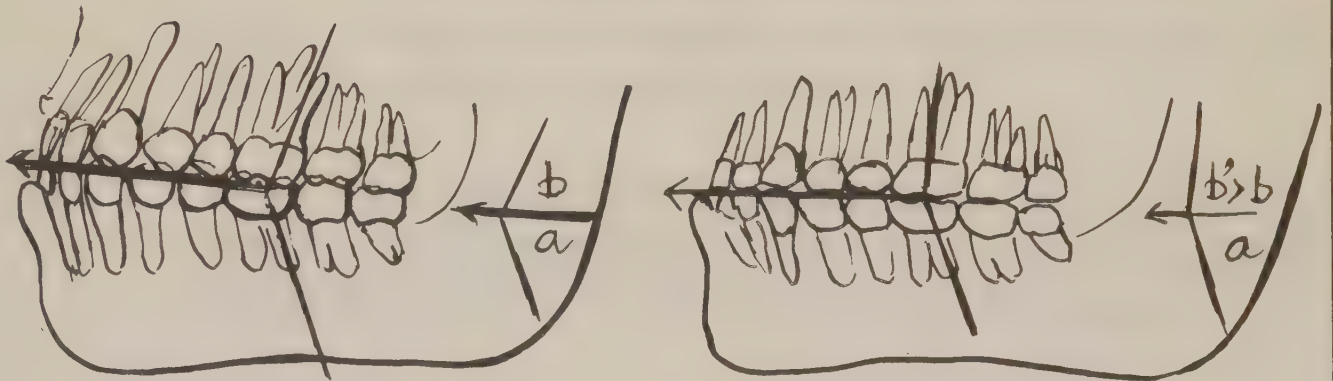
Mandibule
Obliquité mésio-distale

1	2	3	4	5	6	7	8
4 à 5°	4 à 5°	4 à 5°	3°	0 à 3°	-5° à 10°	-10 à 12°	-20 à 30°

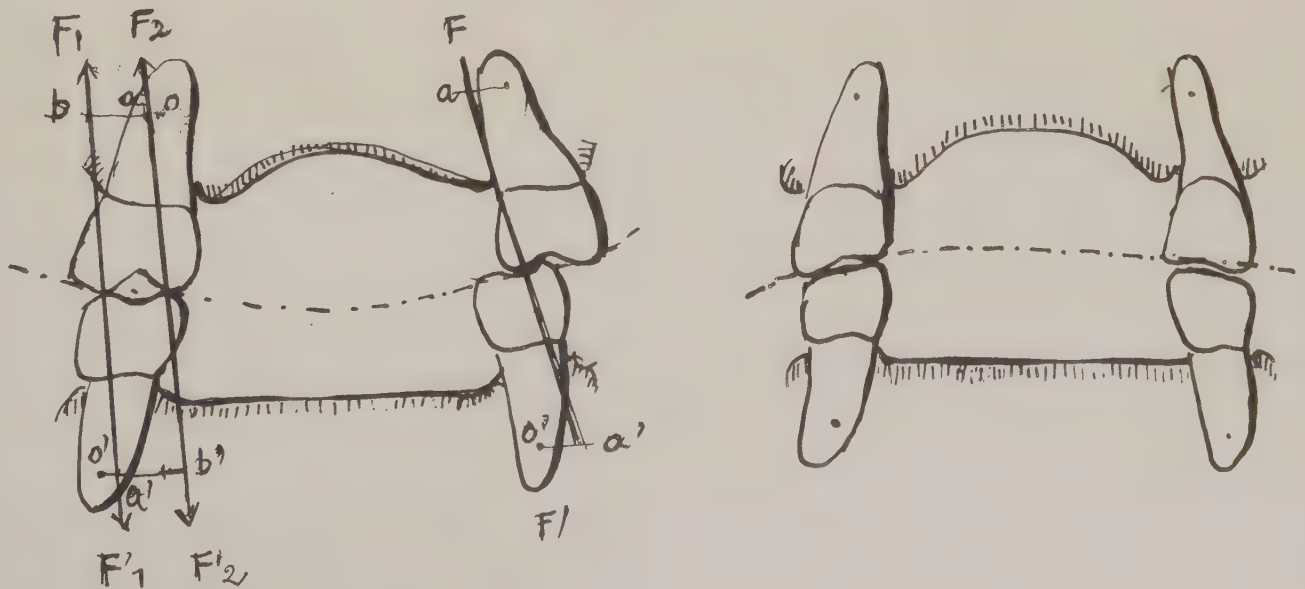
PLANCHE XVI.

MODIFICATION de la LIGNE d'ACTION des FORCES MASTICATRICES.

1 par l'atténuation de la courbe
de Spee.



2 par l'atténuation de la courbe
de Monson.



d) L'interposition d'un objet dur peut modifier une direction de force au point de rétablir un équilibre ou d'accentuer un déséquilibre (Fig. 3 Pl IX)

e) On doit noter que la décomposition d'une force oblique, normale à un plan oblique, peut être bénéfique pour l'équilibre interdentaire.

C'est ainsi que l'obliquité variable des axes dentaires (Fig. Pl XV et XVI) n'empêche pas l'équilibre général des arcades naturelles harmonieuses et complètes.

Ces quelques observations doivent nous rendre prudents dans nos conclusions prothétiques quand il s'agit de meulages sélectifs ou de la sculpture occlusale des dents de remplacement.

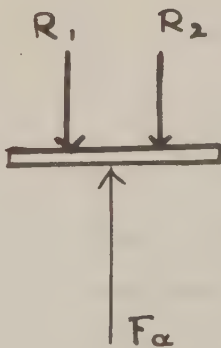
PLANCHE XVII.

EQUILIBRE DES FORCES SIMPLES

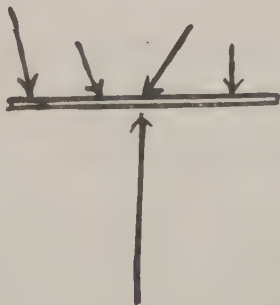
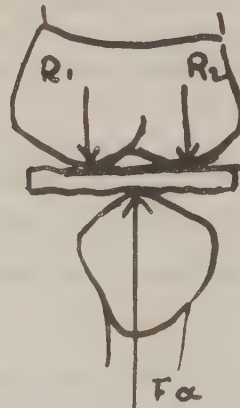
1: concentrées



Réparties.
2: sur un même plan.



a
parallèles



b
arbitraires.



B - LES LOIS DE L'EQUILIBRE

Ce sont celles qui définissent les conditions dans lesquelles des forces simples ou des systèmes de forces conduisent à l'immobilisation d'un corps solide parfait, libre ou gêné.

Nous avons dit que dans notre art comme dans la nature et la vie cet équilibre est souvent instable, mais pendant la stabilité, toute provisoire qu'elle soit, il y a égalité entre deux sortes de forces. Newton a affirmé que les forces actives et les forces réactionnelles sont de même ligne d'action, de sens contraire, et d'égale intensité pendant l'équilibre. C'est ce que l'on appelle le principe de Newton.

Ce principe est très appliqué dans la démonstration classique de l'harmonie qui règne sur nos dentures équilibrées et les résistances de leurs tissus de soutien.

a) Equilibre des forces simples et concentrées. (Pl XVII)

Deux forces sont en équilibre (ou deux résultantes) quant elles s'appliquent au même point avec une intensité égale mais en sens contraire.

Il est évident que l'équilibre peut exister entre des forces parallèles et des forces obliques opposées si les résultantes s'opposent au même point sur le plan.

C'est ainsi que s'explique l'équilibre de certaines dents, pendant l'incision ou la dilacération quand les cuspides prennent contact en plusieurs points et produisent des forces obliques que les résistances des dents opposées neutralisent par leur propre obliquité.

b) Equilibre des forces parallèlement réparties sur un plan.

. Une force qui se transmet par toute la surface plane d'un corps parfait peut être représentée par une série de forces parallè-

l'épipède de fonte sur une table de marbre) la résultante est égale à la somme des modules et son point d'application peut être considérée comme placé au centre géométrique de la surface de base (Fig 1 Pl VIII).

. Si le solide est un parallélépipède de hauteur dégressive, l'intensité des forces est dégressive, et la résultante se trouve placée en dehors du centre vers l'endroit des hauteurs dépassant la moyenne. (Fig 2).

La même observation peut être faite quand il s'agit d'un barrage contre lequel s'appuient des hauteurs d'eau progressivement plus grandes.

. Pour qu'il y ait équilibre, il faut que la résultante des forces de résistance s'applique au même point et avec la même intensité que la résultante des forces actives.

. Cette notion de force répartie trouve son application non seulement quand les contacts se font sur des surfaces prothétiques naturellement planes, ou courbes à grand rayon (convexes ou concaves) mais aussi sur des facettes d'abrasion d'étiologie fonctionnelle ou pathologique (Pl VIII)

. Il semble que la diminution naturelle de l'intensité des forces masticatrices par une augmentation de la surface de contact élimine certains traumatismes et ralentit le processus d'alvéolyse.

C'est du moins ce que pensent les praticiens qui appliquent préventivement ou curativement le moulage sélectif et la coronoplastie. En supprimant les prématurités et en multipliant les points de contact en toutes occlusions, ils espèrent réduire l'intensité des forces traumatisantes.

c) Equilibre des forces arbitrairement disposées sur un plan

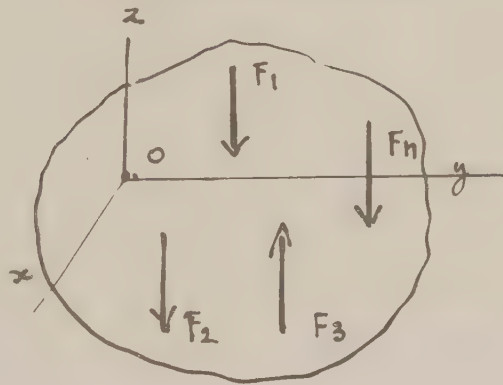
Ce cas est plus fréquent que celui des forces concourantes et concentrées ou parallèlement réparties.

Mais il peut être réduit au premier d'après le théorème suivant :

PLANCHE XVIII.

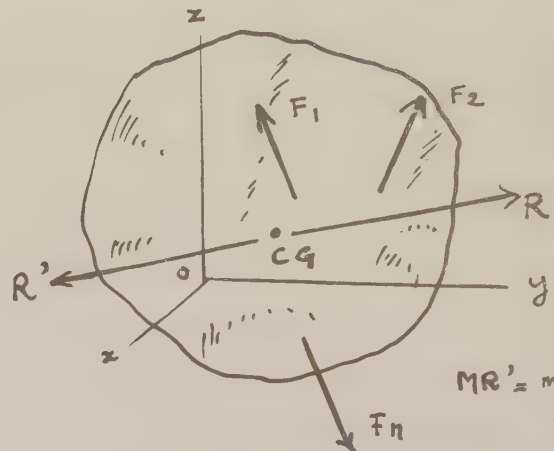
EQUILIBRE DES SYSTÈMES DE FORCES.

FORCES PARALLÈLES



$$\sum m(F_1, F_2, F_3, F_n) = 0$$

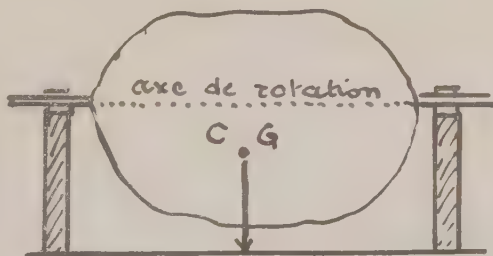
THEOREME DE VARIGNON.



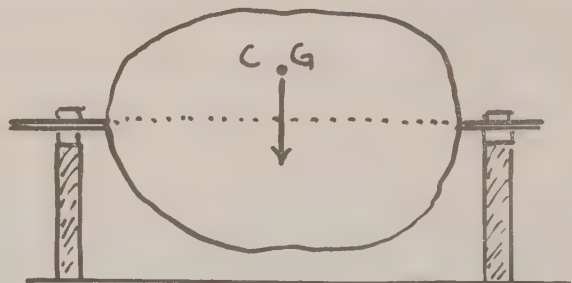
$$MR' = mF_1 + mF_2 + mF_n = MR$$

$$R' - R = 0$$

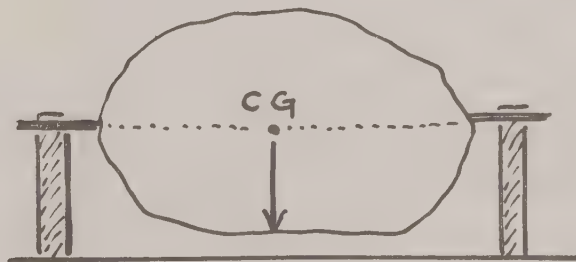
EQUILIBRES



STABLE



INSTABLE



INDIFFÉRENT

"On ne change pas l'action d'une force sur un solide parfait en déplaçant cette force parallèlement à elle-même, à condition d'ajouter un couple dont le moment soit égal au moment de la force par rapport au point en lequel on désire le déplacer."

Il est donc possible de transformer un système de forces anarchiques en un système de forces concourantes dont on sait qu'il sera en équilibre quand la somme algébrique de toutes les forces sera nulle. Cette possibilité est une application du théorème de Varignon particulièrement utilisé en mécanique :

"Si un système de forces donné possède une résultante, le moment de cette résultante par rapport à un axe quelconque est égal à la somme algébrique des moments des forces composantes par rapport à ce même axe, (Fig Pl XVIII)."

Ici encore pour obtenir l'équilibre, il faut opposer à cette résultante une force unique ou un système de forces d'intensité égale, de même ligne d'action et de sens opposé.

. Ces systèmes complexes de forces arbitrairement disposées sur un plan (ou une courbe, succession de petits plans) existent dans la trituration alimentaire quand les cuspides de l'arcade mandibulaire écrasent les aliments et transmettent à travers ces derniers leurs forces aux dents antagonistes.

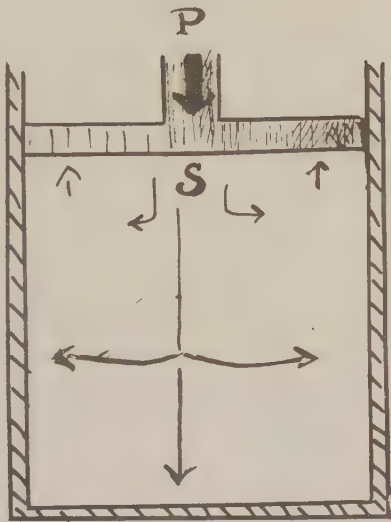
Il est difficile d'apprécier même graphiquement aussi bien en direction qu'en intensité les diverses résultantes, d'ailleurs fort inconstantes.

Le théorème de Varignon permet d'imaginer qu'il en existe malgré tout et nous pouvons pratiquement affirmer qu'elles sont équilibrées, si à la palpation, les dents des arcades ne manifestent pas de mouvements coronaires ou radiculaires anormaux pendant les divers mouvements de la mastication (Pl XVIII)

. Des auteurs comme Duchange, Ackerman ou Biaggi ont essayé, par des coefficients basés sur les surfaces de contact ostéo-radiculaires, de déterminer préventivement les résistances des dents piliers en opposition avec les forces actives qu'ils reçoivent (Pl XIX).

PLANCHE XIX.

REPARTITION DES PRESSIONS des fluides biologiques en fonction de la surface des vaisseaux.



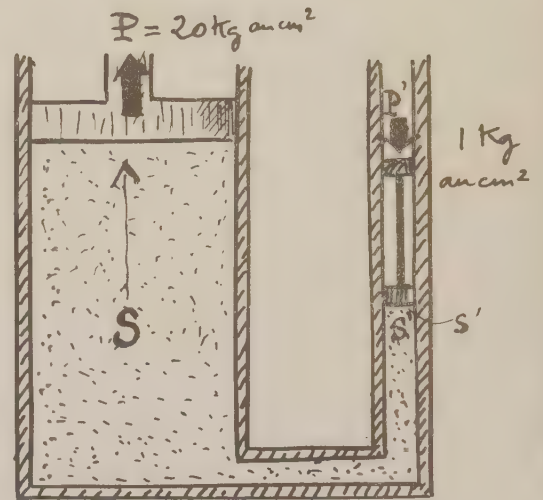
Transmission en vase clos
(Principe de Galilée)

$$P = P' \frac{S}{S'}$$

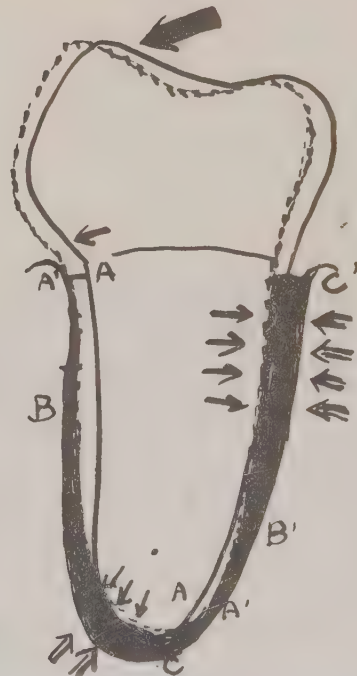
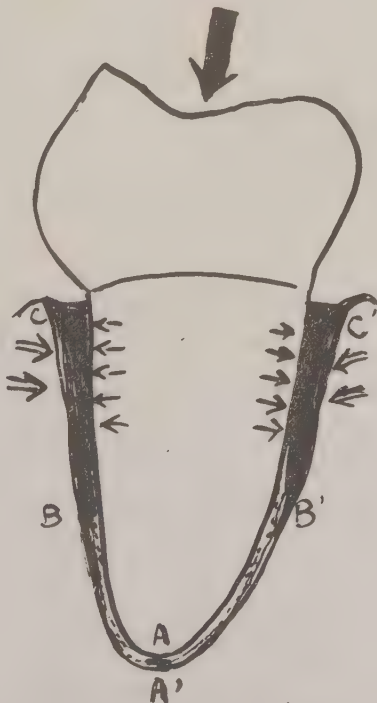
$$\text{si } \frac{S}{S'} = 20$$

$$P = 20 P'$$

$$= 20 \text{ kg} \frac{\text{an cm}^2}{\text{an cm}^2}$$



Transmission en vases communicants
(Principe de Pascal)



Espace alvéolo-dentaire = amortisseur hydraulique.

PLANCHE XIX Bis.

REPARTITION DES PRESSIONS en fonction des surfaces radiculaires.

1. Maxillaire supérieure

Dente	1	2	3	4	5	6	7	8
Surface radiculaire en mm ²	139	112	204	149	140	335	272	197
Pression en kg/f	10	9,5	15	12,5	12	22	20	18

2. Mandibule.

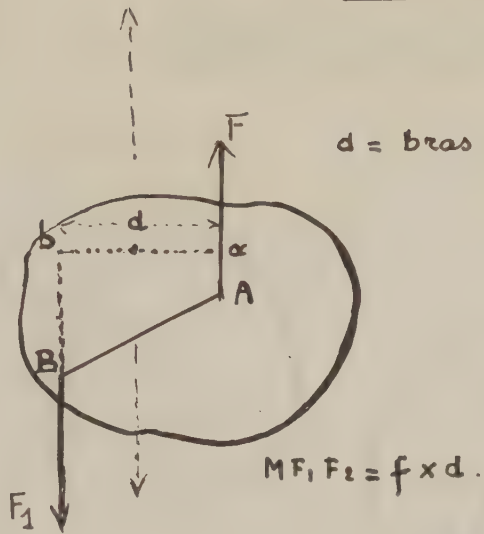
Dente	1	2	3	4	5	6	7	8
Surface radiculaire en mm ²	103	124	159	130	135	352	282	190
Pression en kg/f.	10,5	10	15	12	11,5	22,5	20	16,5

Les forces maximales sont proportionnelles aux surfaces radiculaires (confirmation des coefficients-travail de Duchange)

PLANCHE XX.

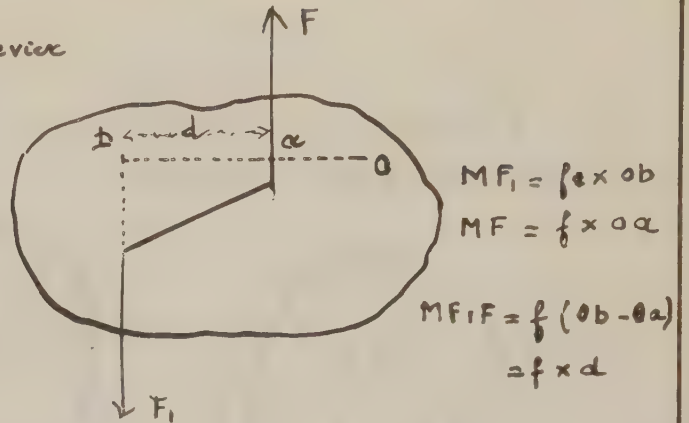
MOMENTS

1. - des couples simples



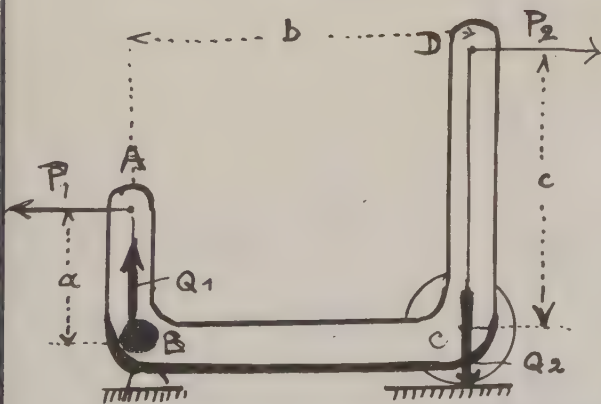
à centre indéterminé

d = bras de levier



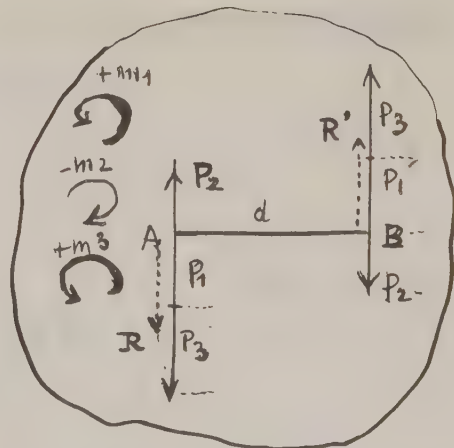
à centre arbitraire

2 des couples composés



Couple d'un levier curviligne

couple P₁ P₂ = couple Q₁ Q₂



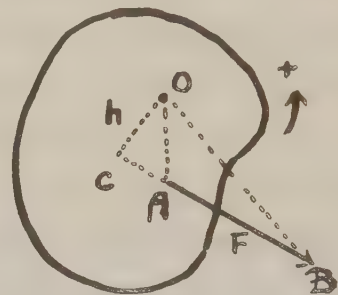
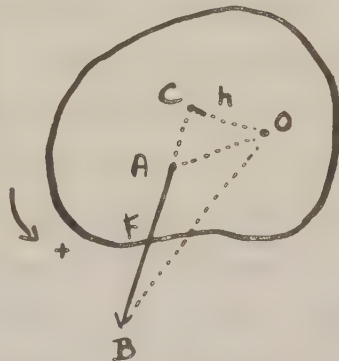
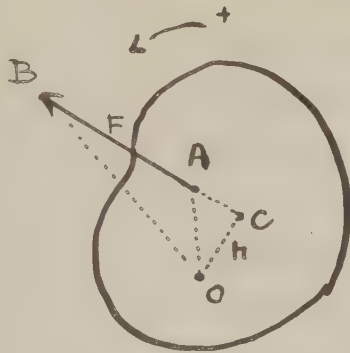
Equilibre de couples

$+m_1 - m_2 + m_3 = \text{couple } RR'$

PLANCHE XXI

MOMENTS.

1. d'une force par rapport à un centre.

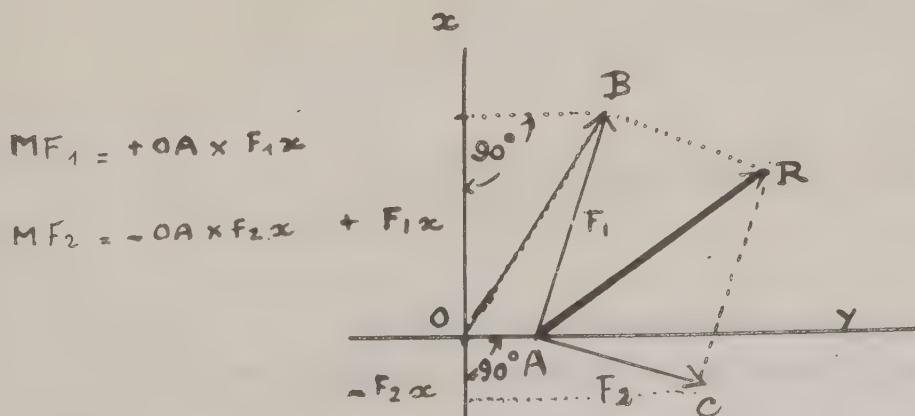


AB = force F de module f
h = bras de levier par rapport à O.

$$M.F = \pm f \times h = 2 \text{ fois surface } OAB = 2 \{ (\text{base}) \times h (\text{hauteur}) \}.$$

2. d'une résultante de forces concourantes.

(Théorème de Varignon)



$$MR = OA (F_1 x - F_2 x)$$

Le moment de la résultante d'un système plan de forces concourantes par rapport à un centre quelconque est égal à la somme algébrique des moments des forces composantes par rapport à ce centre.

Mais il nous faut remarquer tout de suite la difficulté d'apprécier numériquement avec rigueur des résistances d'ordre plus biologique que physique.

d) Equilibration des couples coplanaires.

Nous rappelons qu'on appelle couple un système de deux forces parallèles situées dans un même plan, mais dont les points d'application sont différents, et placés sur l'axe commun d'un solide parfait avec un sens contraire, et une égale intensité.

Ce système provoque naturellement un mouvement de rotation jusqu'au moment où les deux forces et l'axe du couple ont la même ligne d'action. Il y a alors équilibre (Planche XX).

Le plan dans lequel se meut le système est appelé plan d'action, la distance qui sépare les deux points d'application bras de levier du couple. On appelle moment du couple, le produit, avec signe approprié du module de l'une des forces par le bras de levier.

Il ne faut pas confondre ce moment particulier avec celui d'une force qui est le produit du module de la force par la distance de son point d'application au point d'appui autour duquel tourne le levier. (Pl XXI et XXII)

En effet un levier est un couple dont on connaît le centre de rotation. Alors qu'un couple agissant sur un solide libre peut faire tourner ce solide autour d'un centre difficile à apprécier, même si c'est son centre de gravité.

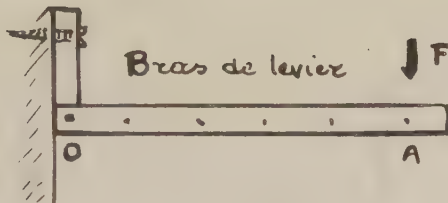
On distingue trois genres de leviers selon la place du centre de rotation. (Pl XXIII)

a) les leviers du premier genre sont inter-points d'appui ou de rotation (exemple : levier de carrier balance romaine).

b) les leviers de second genre sont inter-résistance. Le centre de rotation ou point d'appui est à une extrémité, la force active à l'autre (exemple : casse noix).

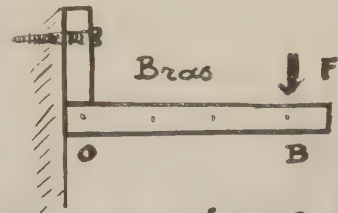
PLANCHE XXII

MOMENTS de forces simples

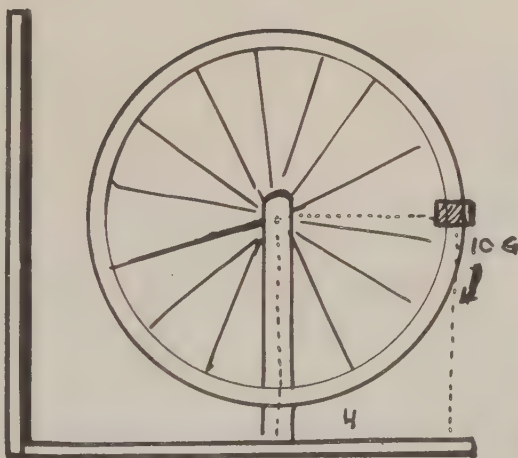


$$M = f \times OA$$

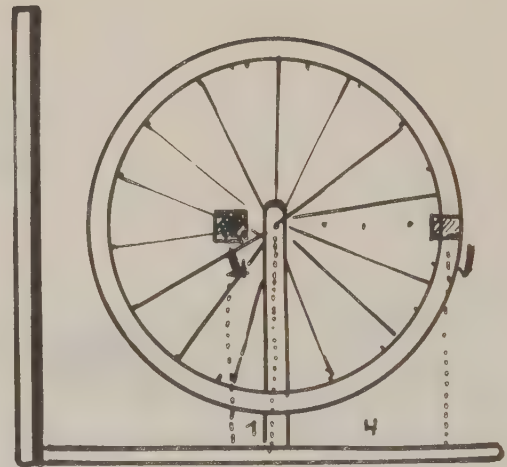
CONSOLES



$$M = f \times OB = f \times \frac{OA \times 3}{5}$$

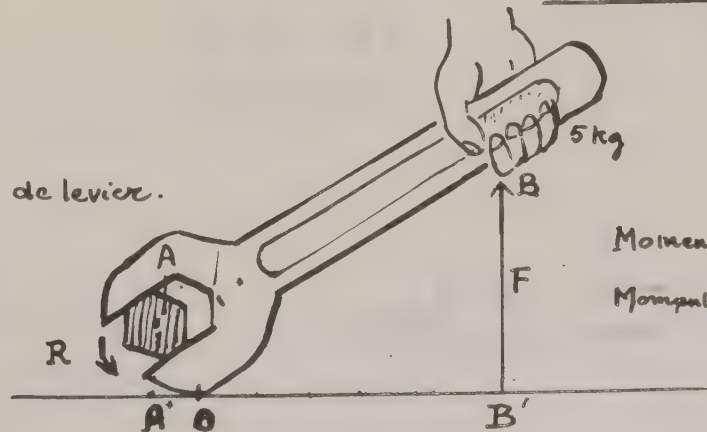


ROTATION



STABILITÉ.

OA' et OB' = Bras de levier.



Moment $F = 5 \text{ kg} \times OB'$
Moment $R <$ Moment R

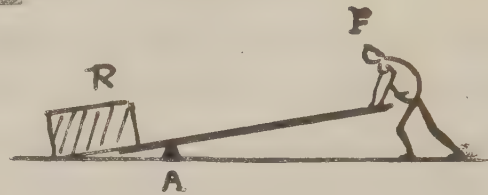
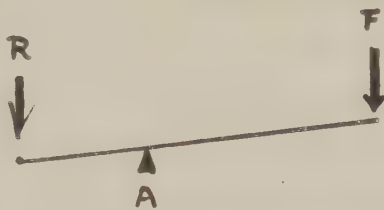
CLEF ANGLAISE

PLANCHE XXIII.

LEVIERS.

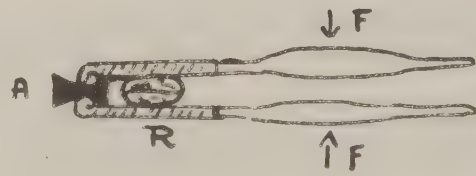
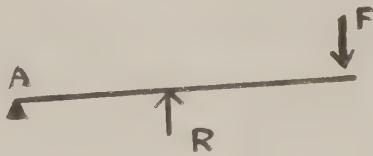
1^{er} GENRE

inter - appui



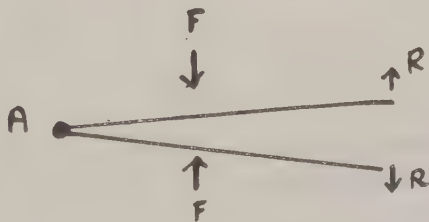
2^e GENRE

inter - resistance



3^e GENRE

inter - force



c) les leviers du troisième genre sont inter-puissance. Le centre de rotation est à une extrémité, la résistance de l'autre. (exemple : une pincette).

La puissance d'un levier se calcule en moments à la façon de la puissance d'une force : module de la force x bras de levier (distance point d'application centre de rotation).

On appelle couple équivalent un couple qui peut remplacer un autre couple sans en avoir ni le module ni le même bras de levier.

On dit également que deux couples sont en équilibre quand la somme algébrique de leurs moments est nulle (Pl XXI).

. L'existence de couples est un fait évident de notre domaine bucco-dentaire en particulier dans les systèmes dento-ligamento alvéolaires, considérés comme des corps parfaits, car il est très difficile d'apprécier un centre de rotation. Certes, bien des auteurs le placent au $1/3$ apical de la racine, mais quand il existe une alvéolyse les conditions changent, de même quand il y a une forte abrasion coronaire (Pl XXIV).

. Par contre, la mandibule tournant autour d'un axe condylien, dit axe charnière, peut être comparée à un levier (Pl XXIV et XXV).

- Il est du second genre quand l'aliment résistant se trouve placé entre la puissance musculaire qui est au niveau des premières molaires) et l'axe de rotation condylien.

- Il est du troisième genre quand l'aliment est en avant de la première molaire, la force musculaire active étant placée entre le centre de rotation et l'aliment.

- Il est du premier genre quand l'aliment trop résistant pour être écrasé sert de point d'appui et de centre de rotation, les condyles peuvent alors exécuter un léger mouvement de rotation.

Quand une dent est en équilibre c'est que les couples moteurs et les couples résistants (os, ligaments) sont équilibrés.

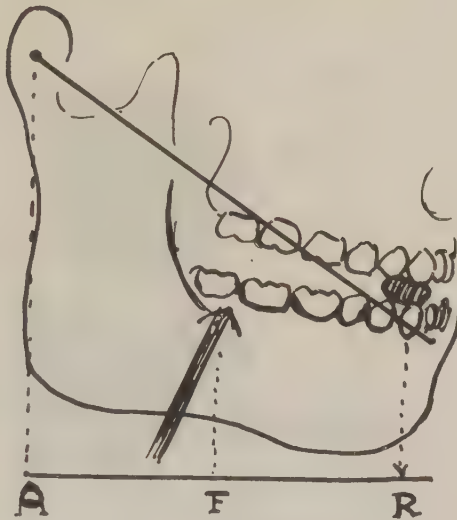
Quand un couple moteur dépasse le couple résistant, il y a rotation de la dent, en faveur du couple moteur, ce qui provoque des mouvements de bascule ou de renversement.

. En prothèse dentaire il existe aussi des leviers et des couples. Ce sont eux qui expliquent les mouvements de rotation des prothèses fixes ou amovibles (Pl XXIV, XXV, XXVI, XXVII).

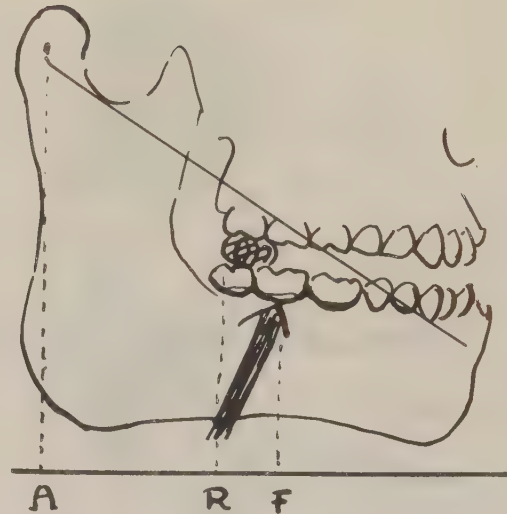
PLANCHE XXIV

LEVIER S

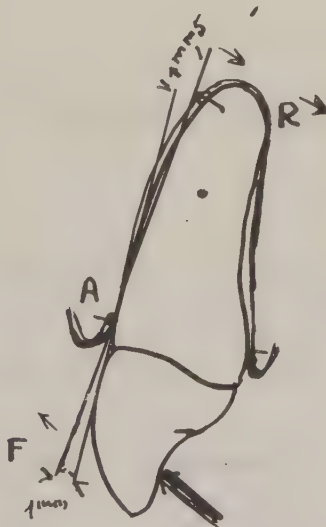
anatomo - physiologique



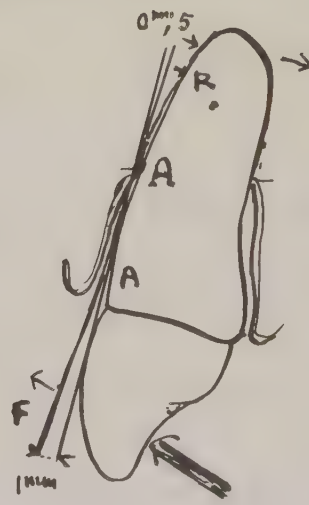
Levier du 3^e genre



Levier du 2^e genre.



dent saine

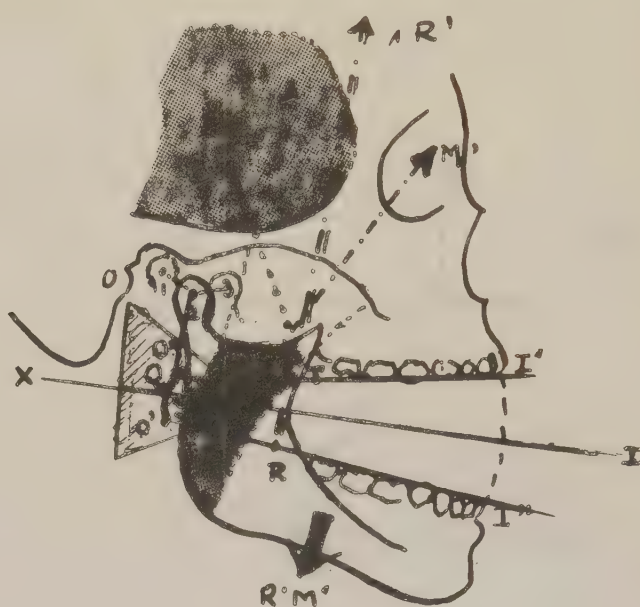
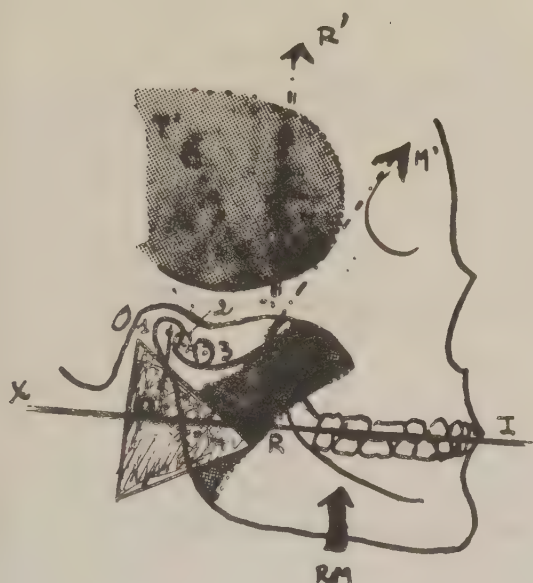


dent alvéolysée.

Leviers du 1^{er} genre

CENTRE DE ROTATION SAGITTAL

du levier mandibulaire.



Mouvement vertical

Occlusion centrée

Ouverture maximale

1: centre du condyle

2: centre du condyle

$1 \rightarrow O \perp OI \quad \widehat{1OI} = 90^\circ$

$2 \rightarrow O \perp OI \quad \widehat{2OI} = 90^\circ$

O = orthocentre des centres

O = orthocentre et centre

de rotation 1, 2, 3. et

de rotation de la résultante

centre de la résultante

musculaire d'abaissement

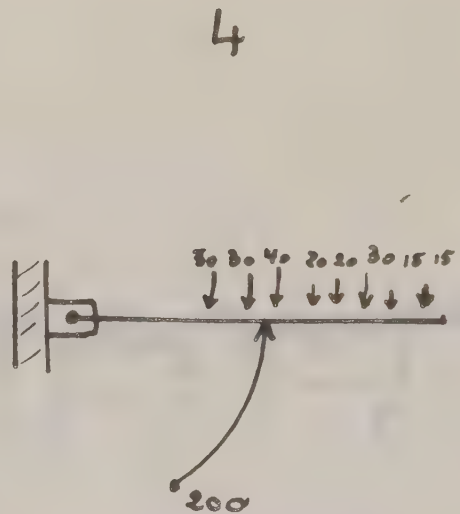
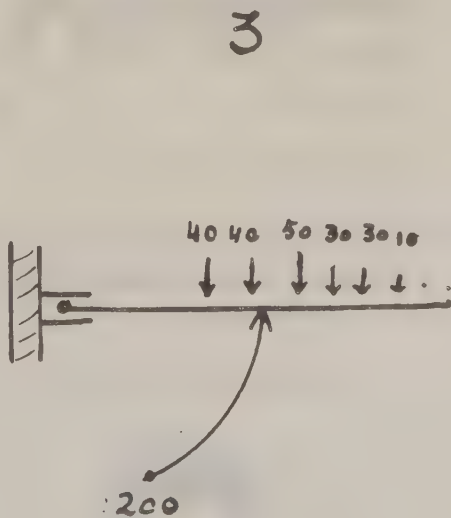
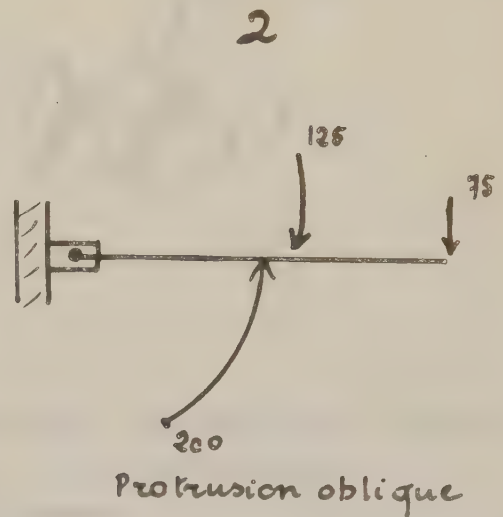
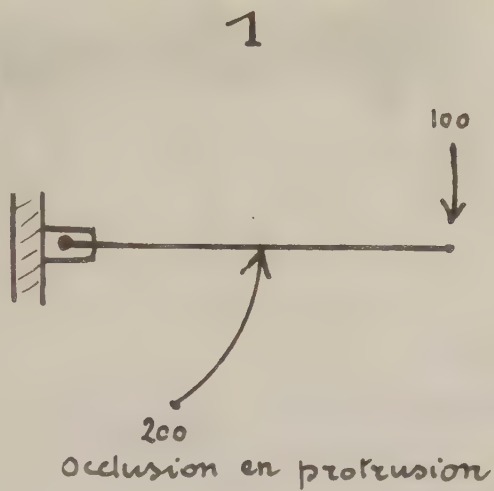
musculaire RM

R'M'.

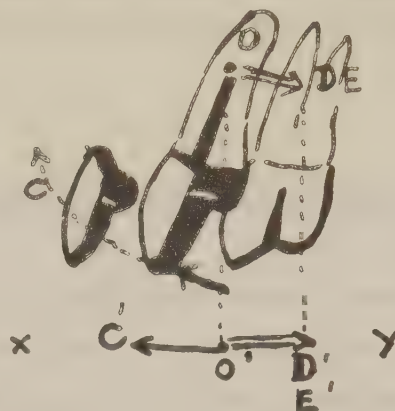
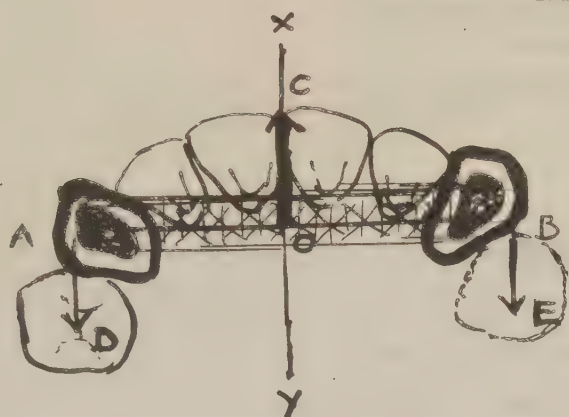
d'après Helluy

PLANCHE XXVI.

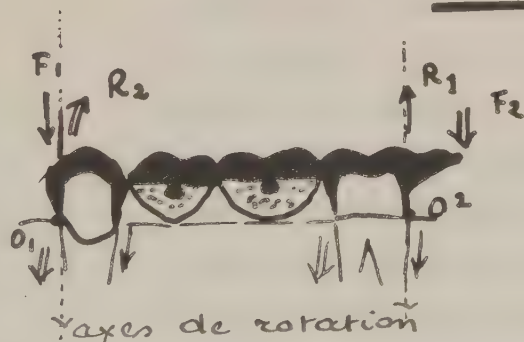
REPARTITION ET VARIABILITÉ d'intensité DES FORCES RÉACTIONNELLES



LEVIER PROTHETIQUES ET COUPLES BIO-MECANIKES

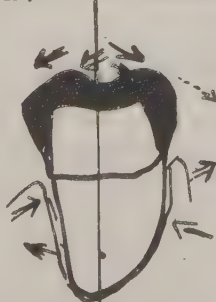


MOUVEMENT DE RENVERSEMENT POSTERO-ANTERIEUR.
THEORIE D'EQUILIBRATION DE SADRIN

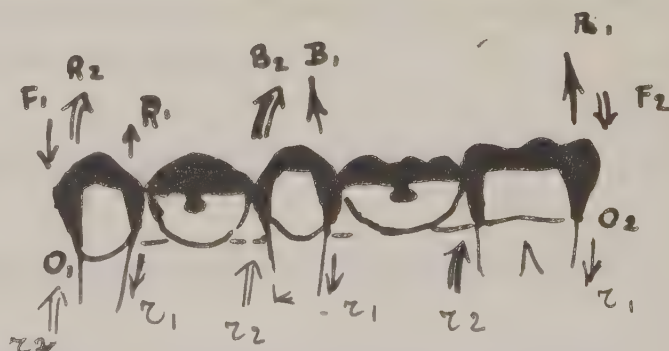


MOUVEMENTS DE RENVERSEMENT
SAGITTAUX POSTERIEURS

axe de rotation



MOUVEMENT DE RENVERSEMENT
FRONTAL.



$B_2 B_1$ = MOUVEMENT DE
BASCULE.

Sadrin en avait fait la démonstration en 1913. Duchange en 1927, Fourquet, Housset un peu plus tard en avaient utilisé les conclusions. Weinberg, aux U.S.A. est l'auteur qui en a fait la plus grande utilisation pour expliquer les déséquilibres prothétiques.

. Nous sommes pour notre part persuadés que nous pouvons encore tirer de leur étude bien des conclusions pratiques.

E - EQUILIBRE DES FORCES GENEES

Les solides ne sont que très rarement libres. Ils sont dans un milieu donné, supportés ou liés à d'autres corps par des systèmes divers rigides ou élastiques (charnières, rotules, galets, glissières, soudures, ajustages ou assemblages, amortisseurs).

Peu d'auteurs ont approfondi ce problème de liaisons en prothèse. Or, il est, à notre avis, primordial. La conception de nos appareillages inamovibles, à crochets, à attachements de précision ou à rupture de forces dépend de la nature et de la fonction mécanique de ces liaisons.

Il existe toutes sortes de forces de liaisons, les unes utilisant la simple friction (rétention simple) les autres l'élasticité (rétention d'un crochet serré au dessous de la ligne de plus grand contour), certains des systèmes mécaniques d'assemblage (attachements et joncteurs) d'autres enfin des soudages.

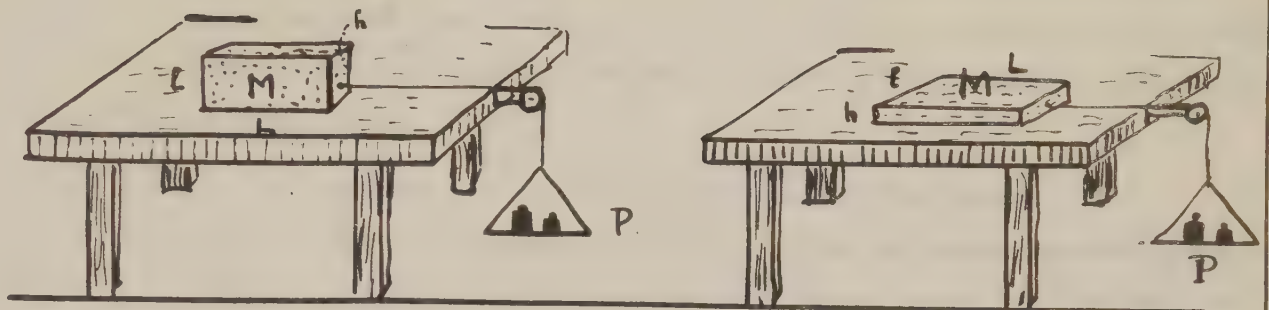
Etudions donc systématiquement ces liaisons :

1 - La rétention par friction, appelée vulgairement frottement de deux forces :

- il existe un frottement de glissement, dit de translation,
- et un frottement de roulement, dit de rotation.

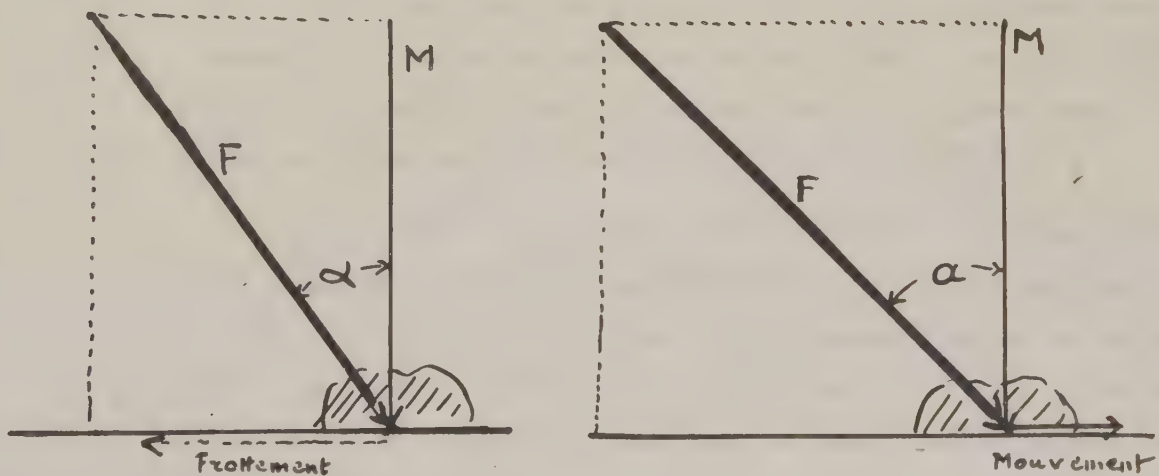
PLANCHE XXVIII

FROTTEMENT DE GLISSEMENT



Le frottement dépend de la masse du corps et du coefficient de frottement des deux matériaux mais pas de la surface.

(Ex : Bois sur bois 0,40 - acier poli sur acier poli (0,15 à 0,20))



Le frottement dépend de l'angulation de la force reçue par le corps. Il existe un angle limite de frottement au delà duquel le corps se met en mouvement et glisse ($\alpha > \alpha$).

a) le frottement de glissement suppose le contact de deux surfaces de rugosité plus ou moins grandes.

Contrairement aux apparences le seul facteur d'une force de friction est l'angulation des forces qui s'exercent sur le corps mobilisable, le coefficient de frottement n'étant qu'une forme de décomposition des forces. La surface des contacts, si elle est lisse, n'entre pas en ligne de compte si la force mobilisatrice continue à s'exercer.

L'expérience suivante, classique, le prouve.

On pose un solide à surface lisse de masse connue mais de volume parallélépipédique et de dimensions assez différentes, sur une table lisse.

On entoure le solide d'une ficelle à un niveau toujours le même et on attache à cette ficelle un crochet, lui-même attaché à un cordon souple, supportant à son extrémité un plateau de balance. Une poulie intermédiaire en bout de table maintient le cordon à un niveau parallèle à la table et l'éloigne d'autant de son bord.

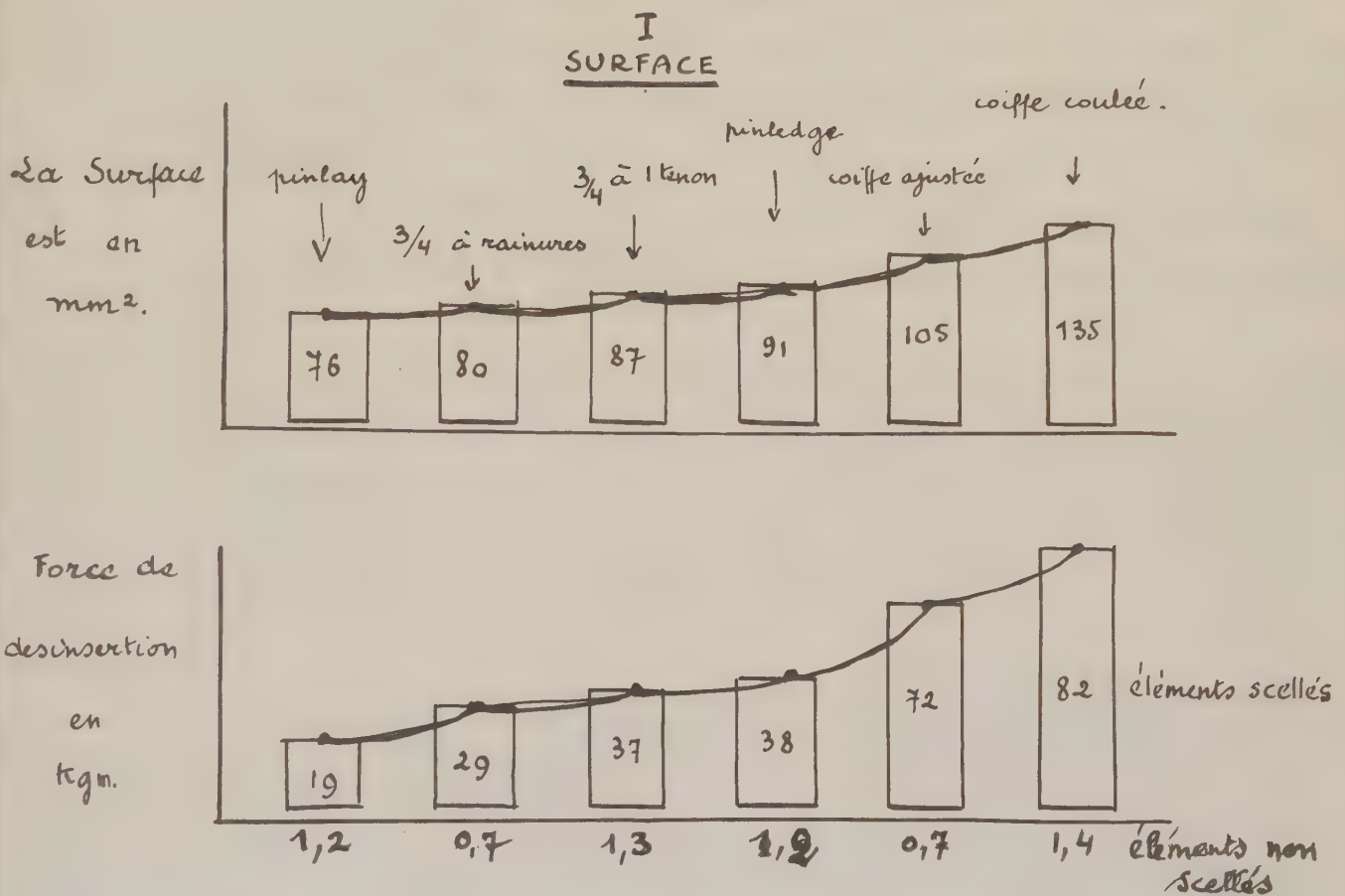
On place des poids sur le plateau de la balance jusqu'au moment où le solide se déplace. On peut alors changer la ficelle de place sur le solide placé sur champ, ou sur sa petite base. Il faudra toujours le même poids pour le déplacer. (Pl XXVIII)

Par contre si la ficelle est attachée à un niveau différent, en plus ou en moins du niveau horizontal, les poids nécessaires varieront, car la direction de la force de pesanteur qui se transmettait grâce à la poulie de façon horizontale, parallèle à la table, se fera obliquement par rapport à celle-ci, et modifiera de ce fait son effet sur le solide.

Si la table et le solide sont rugueux, il faut un poids plus grand pour déplacer ce dernier sur le premier mais comme les rugosités ne sont pas placées de façon nécessairement régulières,

PLANCHE XXIX.

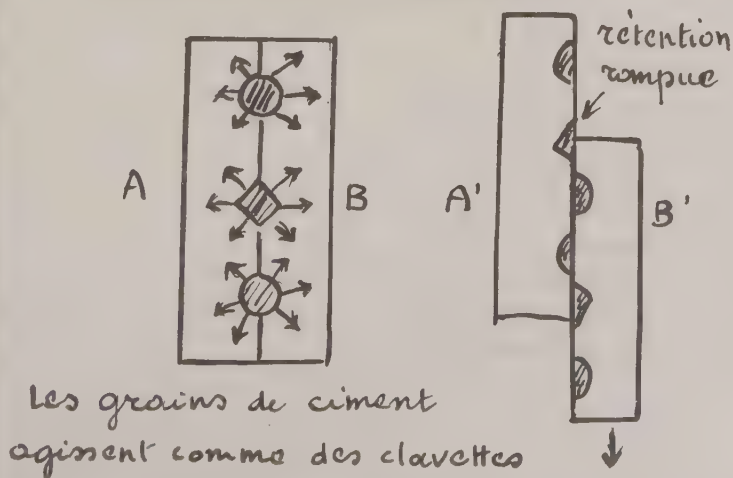
FACTEURS DE RETENTION



Il n'y a pas de corrélation marquée entre la surface des ancrages et la rétention des éléments non scellés.

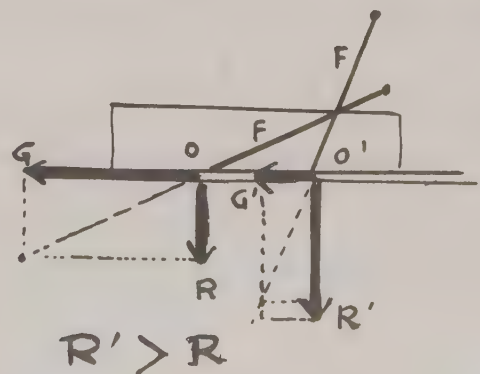
Par contre le scellement l'augmente proportionnellement.

II Coefficient de frottement



III Angulation de la force

de déplacement et rétention (R, R')



opposant leurs parties mâles aux parties femelles, à la façon des logements de clavettes cylindriques ou carrées de section (Fig II Pl XXIX), les poids pourront varier en fonction de la surface, considérée ici comme les hasards plus ou plus nombreux des intrications possibles.

Cette rugosité, si elle était régulière, aurait une valeur constante, mesurable. Elle serait un véritable coefficient de frottement.

Les schémas commentés de la planche XXX démontrent sur des dents ce que la figure III de la planche XXIX (29) démontre graphiquement sur une table. La force de glissement est fonction de l'inclinaison de la force qui s'exerce sur le plan tout autant que la force de rétention qui lui est perpendiculaire.

Ces considérations générales ont un intérêt évident dans la connaissance scientifique des phénomènes de rétention qui existent entre nos prothèses et les tissus qui les supportent.

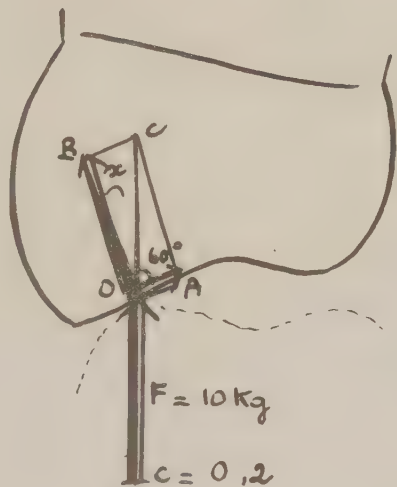
Les facteurs de rétention se concentrent théoriquement en un seul : l'inclinaison de la force de désinsertion par rapport à l'axe d'insertion du système matériel, car le coefficient de frottement n'est en dernière analyse qu'une forme de ce facteur, les rugosités modifiant la direction des forces de désinsertion.

Mais dans la réalité de notre art, la surface joue un rôle. Les corps solides, éléments métalliques ou ancrages dentinaires, bases de matériaux plastiques et muqueuses n'ont pas de rugosités également bien réparties en nombre, étendue et dénivellation comme le seraient une série de logettes planes face à face pour recevoir des goupilles ou des clavettes de même section carrée ou circulaire et de même résistance mécanique.

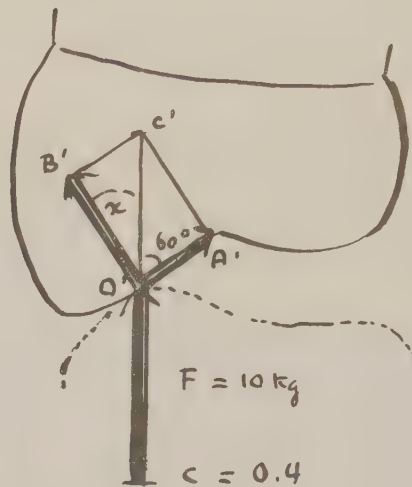
Dans le croquis II de la planche XXIX on peut constater que si l'une des clavettes se fracture et si l'ensemble glisse c'est que toutes les clavettes se sont fracturées aussi. Quand il s'agit de grains de ciment plus fragiles, un grain peut se fracturer sans que tous se fracturent car ils ont des résistances différentes, et dans une grande surface il y a plus

COEFFICIENT DE FROTTEMENT:

1^{er} facteur de variabilité des forces. —



$$\widehat{COA} = \widehat{C'O'A'} = 60^\circ$$



$$OA = c \times OB \quad OB = AC = OC \sin 60^\circ$$

$$OA = c \times OC \sin 60 = 0,2 \times 10 \times 0,866$$

$$OA = 1,73 \cdot$$

$$\overline{OB}^2 = \overline{OA}^2 + \overline{OC}^2 - 2 \overline{OA} \cdot \overline{OC} (\cos 60^\circ)$$

$$= 3 + 100 - 2 (1,73 \times 10 \times 0,5)$$

$$= 103 - 17,5 = 85,7$$

$$OB = \sqrt{85,7} \cdot$$

$$OB = 9,26 \cdot$$

$$\frac{OA \text{ ou } BC}{\sin \alpha} = \frac{OB \text{ ou } AC}{\sin 60}$$

$$\sin \alpha = \frac{OA \times \sin 60}{OB} = \frac{1,73 \times 0,866}{9,26}$$

$$= 0,162$$

$$\alpha = 9^\circ \cdot$$

$$O'A' = c \times O'B' \quad O'A' = A'C' = O'C' \sin 60^\circ$$

$$O'A' = c \times O'C' \sin 60^\circ = 0,4 \times 10 \times 0,866$$

$$O'A' = 3,46 \cdot$$

$$O'B'^2 = \overline{O'A'}^2 + \overline{O'C'}^2 - 2 (\overline{O'A'} \cdot \overline{O'C'} (\cos 60^\circ))$$

$$= 12 + 100 - 2 (3,46 \times 10 \times 0,5)$$

$$= 112 - 34,6 = 77,4 \cdot$$

$$O'B' = \sqrt{77,4}$$

$$O'B' = 8,8 \cdot$$

$$\frac{O'A' \text{ ou } B'C'}{\sin \alpha} = \frac{O'B' \text{ ou } A'C'}{\sin 60^\circ}$$

$$\sin \alpha = \frac{O'A' \times \sin 60}{O'B'} = \frac{3,46 \times 0,866}{8,8}$$

$$= 0,340$$

$$\alpha = 18^\circ,5 \cdot$$

Le coefficient de frottement modifie l'intensité et la direction de la force reçue de la dent antagoniste.

de chances que dans une petite pour avoir des grains de forte résistance si les surfaces des ancrages n'ont pas été trop polies.

Les schémas I de la planche XXIX montrent les rapports qui ont existé entre les surfaces des divers ancrages et les forces nécessaires à la désinsertion des éléments métalliques scellés ou non scellés adaptés à ces préparations dentinaires.

Nous constatons que les éléments non scellés ont une rétention à peu près semblable quelle que soit leur surface. On peut les considérer en effet comme des solides lisses puisqu'ils n'engrènent pas leurs surfaces (à noter cependant deux exceptions, la coiffe 3/4 à rainures sur pré-molaire et la coiffe ajustée).

Par contre, le ciment apporte à la rétention une force considérablement plus importante et progressivement plus grande que la progression même des surfaces.

Les schémas de la planche XXX expliquent l'influence du polissage sur les artifices de restauration métalliques ou cosmétiques. Un excès de rugosité déplace la force transmise à la dent vers la région vestibulaire (ou linguale) et lui donne de ce fait une inclinaison défavorable à la stabilité du système prothétique. Cette modification de la ligne d'action et de l'intensité déplace le centre d'inertie, et trouble donc l'équilibre prothétique et tissulaire à la fois.

. Les schémas de la Planche XXXI montrent l'influence de l'inclinaison d'une force de délogement ou de déplacement par rapport à une dent sur la ligne d'action de la force absorbée, le déplacement du centre d'inertie, et la mobilisation de la dent.

En résumé, après cette étude,

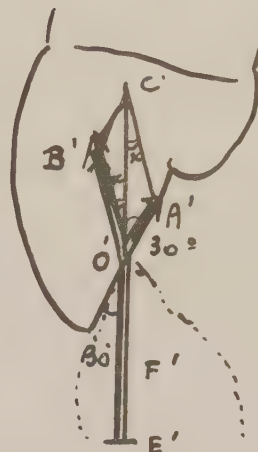
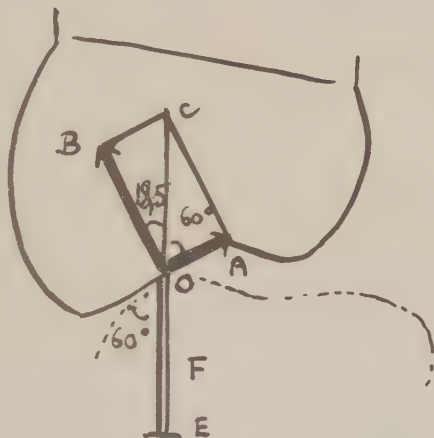
. Nous ne devons plus séparer dans notre esprit la rétention de son facteur essentiel : le coefficient de frottement, symbole concret de l'angulation des forces opposées à tout glissement.

Nous devons harmoniser en nos conceptions prothétiques les éléments technologiques et techniques et les facteurs de rétention. Nous devons tenir compte des surfaces de contact entre éléments inertes et dentinaires, ou entre éléments inertes différents liés par ajustages de précision rigides ou élastiques.

. Il nous faut "penser" nos systèmes prothétiques en fonction de ce premier facteur de stabilité :

ANGULATION DU FROTTEMENT :

2. facteur de variabilité des forces



$$OA = 3.46 \quad c = 0.4$$

$$\widehat{COA} = 60^\circ$$

$$OB = 8.8. \quad EO = F = 10 \text{ kg}$$

$$\sin x = 0.340$$

$$x = 18.5.$$

(cf calculs Planchette XXX a droite)

$$O'A' = 3.46 \quad c = 0.4$$

$$\widehat{C'O'A'} = 30^\circ$$

$$E'O' = 10 \text{ kg} = F'$$

$$\overline{OB'}^2 = \overline{O'A'}^2 + \overline{E'O'}^2 - 2 \cdot O'A' \cdot O'C' (\cos 30^\circ)$$

$$O'A' = 0.4 \times O'B' (\text{ida } A'C')$$

$$= 0.4 \times O'C' \sin 30.$$

$$= 0.4 \times 10 \times 0.5.$$

$$= 2$$

$$\overline{OB'}^2 = 4 + 100 - 2 [2 \times 10 \times 0.5]$$

$$= 104 - 20 = 84$$

$$\overline{O'B'} = \sqrt{84} = 9.2.$$

$$\frac{O'B'}{\sin 30} = \frac{O'A'}{\sin x} \quad \sin x = \frac{0.5 \times 2}{9.2} \approx 0.109$$

$$x = 6.5.$$

Une force qui s'applique très obliquement sur un plan incliné conserve presque son intensité et sa direction.

- attacher plus d'importance à la direction des forces de désinsertion,
- à la précision et au caractère plus ou moins rugueux des contacts,
- à la qualité mécanique de résistance à la fracture du ciment de scellement,

beaucoup plus

- qu'à la surface en étendue des contacts serrés éléments ancrages
- qu'à l'épaisseur même du ciment.

C'est ainsi que notre éminent confrère, le Dr Lakermance insère ses inlays ou onlays suivant un axe qui n'est pas celui que suit la mandibule quand elle s'éloigne de l'arcade supérieure, entraînant avec elle par l'intermédiaire d'un aliment gluant (caramel mou ou schewing-gum) l'élément métallique ou cosmétique scellé.

C'est pourquoi nous dépolissons les moignons de nos préparations pour coiffes coulées, après avoir pris les empreintes sur moignons polis, et c'est aussi pourquoi, dans un but inverse, nous polissons soigneusement les parties extérieures de nos appareillages amovibles ou inamovibles.

. Nous ne devons pas enfin isoler la rétention des autres facteurs d'équilibre de nos prothèses : la stabilisation et la sustentation, car la stabilité d'un corps matériel est en fait due à une résultante de forces de résistances passives, des corps inertes et vivants, plus puissante que la résultante des forces musculaires, actives, transmises à nos arcades dentaires par l'intermédiaire de corps étrangers (aliments, pipe, crayon...)

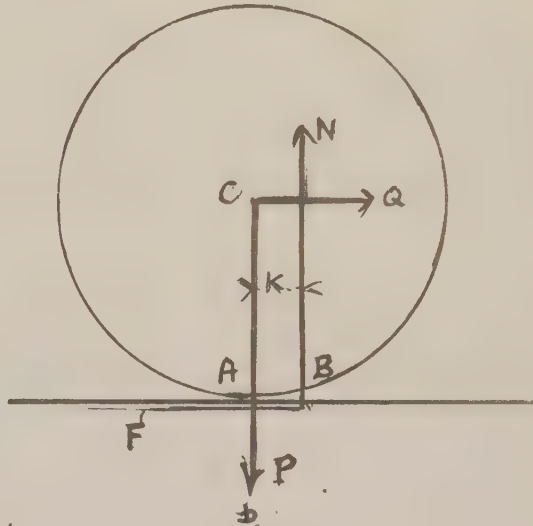
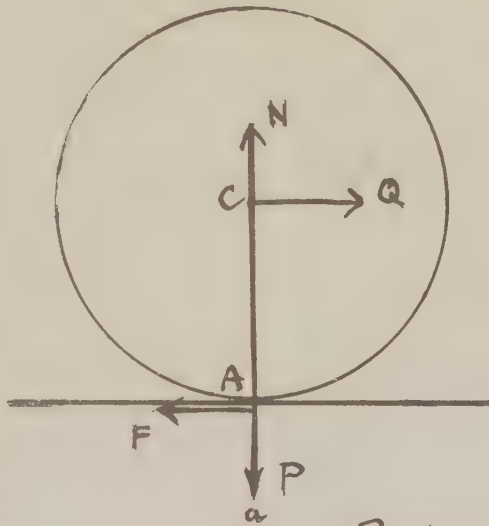
b) Le frottement de roulement ou de rotation n'est qu'un aspect du frottement de glissement, une courbe n'étant en fait qu'une suite de plans. (Pl XXXI-31)

Le contact d'une courbe sur un plan ne se fait qu'en un point, le point de tangence.

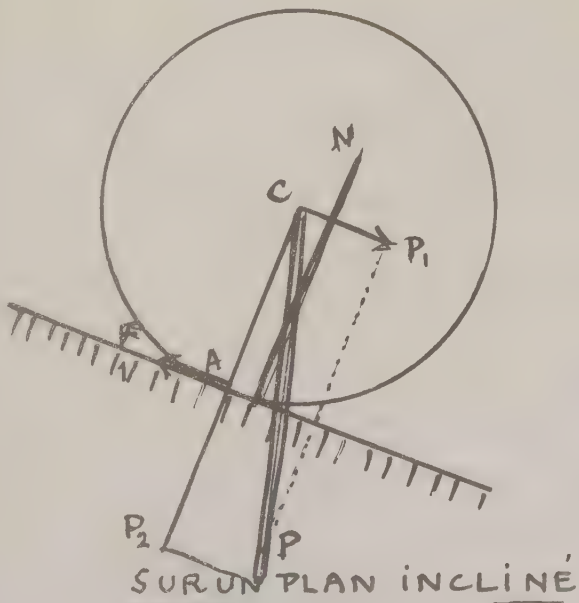
Si le plan est horizontal, une sphère d'un Kg doit pour se déplacer horizontalement être entraînée par la même force qu'un parallélépipède de la même masse.

Mais si le plan est oblique, ou si la sphère subit une force à peine oblique par rapport au plan de la table, elle va rouler, car à chaque instant sa masse propre va l'entraîner.

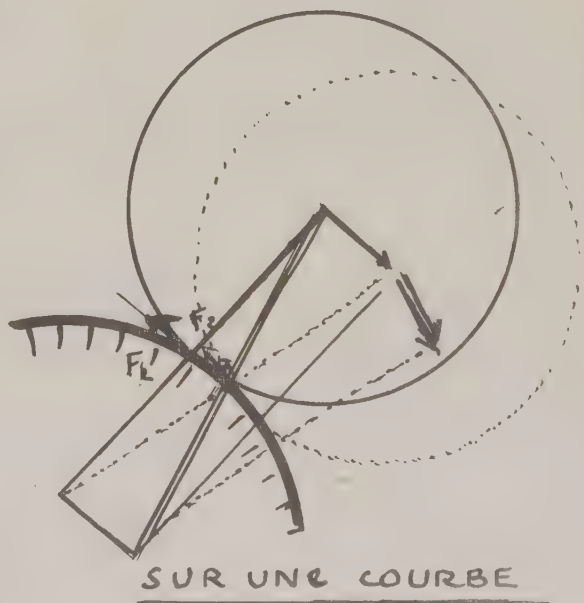
FROTTEMENT DE ROTATION



Roulelement sur un plan horizontal



SUR UN PLAN INCLINÉ



SUR UNE COURBE

$AE_1 =$ coefficient de frottement de roulement

$$AF_1 < AF$$

$AF_2 =$ coefficient de frottement de rotation

$$AF_2 = \frac{AF_1}{S} a - \frac{AF_1}{10}$$

Il a été calculé que la force nécessaire à ce mouvement était dix fois moins forte que pour le glissement.

C'est peut être ce qui explique que les arcades inférieures se déplaçant transversalement sur l'arcade supérieure en n'ayant des contacts que sur des courbes, les dents ne soient pas trop entraînées dans des mouvements excessifs. C'est ce que Boitel de Zurich appelle "le roulement à billes" intercuspidien.

C'est peut être ce qui explique aussi que les prothèses abrasées au point d'être planes ou composées de plans ne sont pas pour cela plus stables, le frottement de glissement en diduction entraînant les prothèses amovibles.

On peut donc se demander si des meulages sélectifs inconsiderés et des coronoplasties excessives sont toujours indiquées, et s'il ne vaudrait pas mieux conserver aux dents artificielles ou naturelles les formes occlusales acquises.

Nous ne sommes pas loin de penser que l'équilibration ne doit se faire qu'avec une extrême prudence, en tenant compte des lois de mécanique rationnelle tout autant que des conditions soi-disant normales ou idéales d'une équilibration théorique aveuglement appliquée.

C'est ainsi que nous conservons aux dents des selles de prothèses en prolongement, le modelé des dents naturelles en rapport avec les dents symétriques pour assurer l'occlusion serrée en déglutition, sans dérapage, de même que nous facilitons le glissement de la mandibule en diduction et du côté balançant le contact postérieur nécessaire, en conservant à la dernière dent le niveau correct et ses cuspides arrondis.

2. La rétention par élasticité

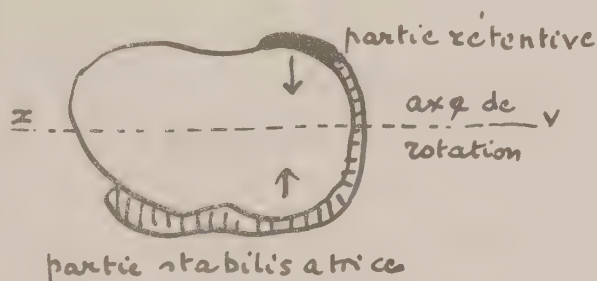
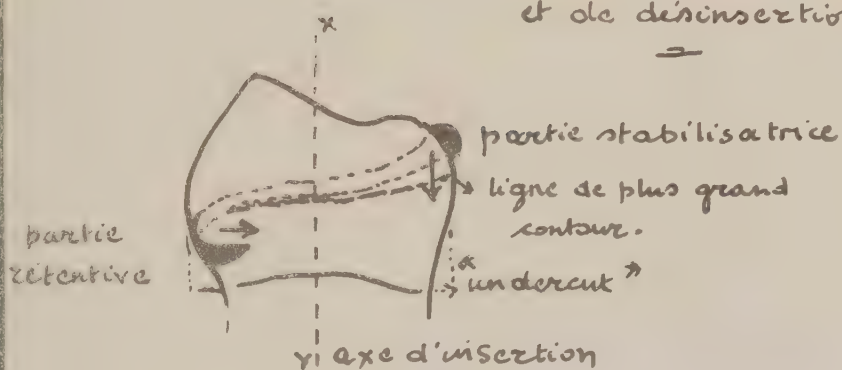
On peut ajouter au frottement par rotation, insuffisant, une force complémentaire qui est l'élasticité d'un élément métallique. C'est le principe des clips, des boutons-pressions, des pinces, des trombones etc...

Ces diverses liaisons solidarisent les corps parfaits ou les systèmes matériels jusqu'à un certain seuil de force de désinsertion.

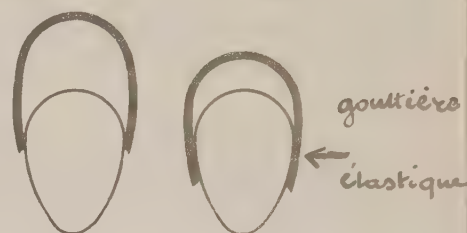
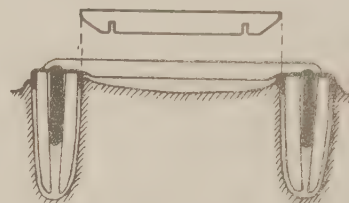
Il est évident qu'elles agissent indirectement sur les corps

RETENTION PAR ELASTICITÉ

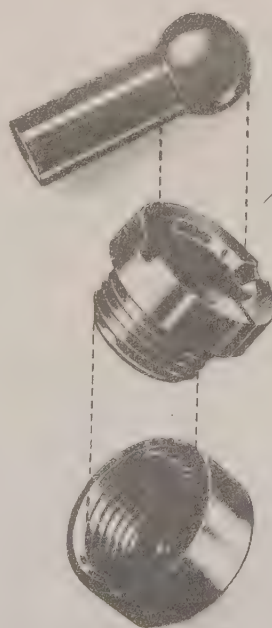
FORCE NORMALE A L'AXE d'insertion
et de désinsertion



crochet élastique



Système Dolder



← vis de serrage
fendue
et élastique

ressort
élastique
dit "clip"



Système Biaggi-Steimer

Système Gerber

si l'on ne prend pas garde d'en équilibrer l'action et qu'elles pourraient, si l'en était autrement, les déplacer.

C'est ainsi qu'un crochet élastique qui n'entoure pas la dent sur les $2/3$ de son périmètre, ou qui n'aurait pas, en opposition, de barre ou de bras stabilisateur, déplacerait la dent. (cet effet est dit : scoliodontique) (Pl XXXII)

. Les attachements ou conjonctures à barres, type Dolder ou Ackermann, les ruptures de type Della Bonna ou Roach à boutons-pressions qui sont autant de liaisons élastiques d'amplitude réduite mais suffisante pour amortir les chocs de la mastication par l'intermédiaire des selles aussi larges que possible, utilisent cette forme de rétention.

3. Quelle est l'importance et la nature de ces liaisons élastiques ?

Elles sont en fait les forces normales à l'axe de désinsertion, donc entièrement absorbées par le corps solide sur lequel elles s'appliquent. Si elles sont équilibrées, c'est-à-dire si leur résultante est nulle, le corps support, la dent en l'occurrence, reste immobile et l'élément amovible ne se déplace pas par glissement.

Si les forces élastiques sont inégales et de sens contraire, le corps support peut se déplacer dans le sens de la force la plus grande (mouvements scoliodontiques des dents soumises à l'action d'un crochet trop élastique ou d'un système conjoncteur non compensé).

Les tissus sont alors les victimes d'actions traumatisantes d'amplitude variable et leur vitalité en dépend.

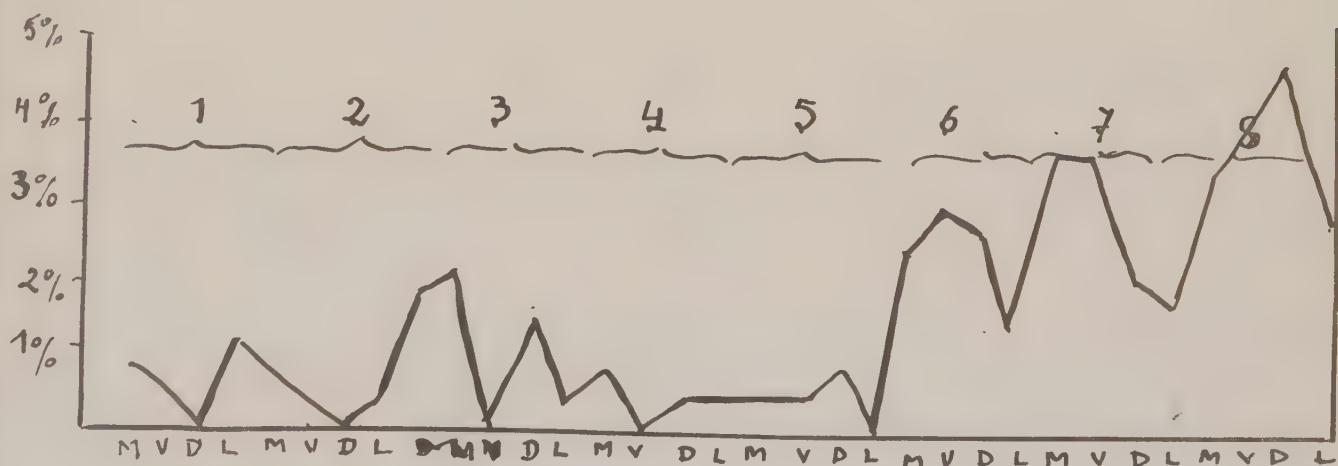
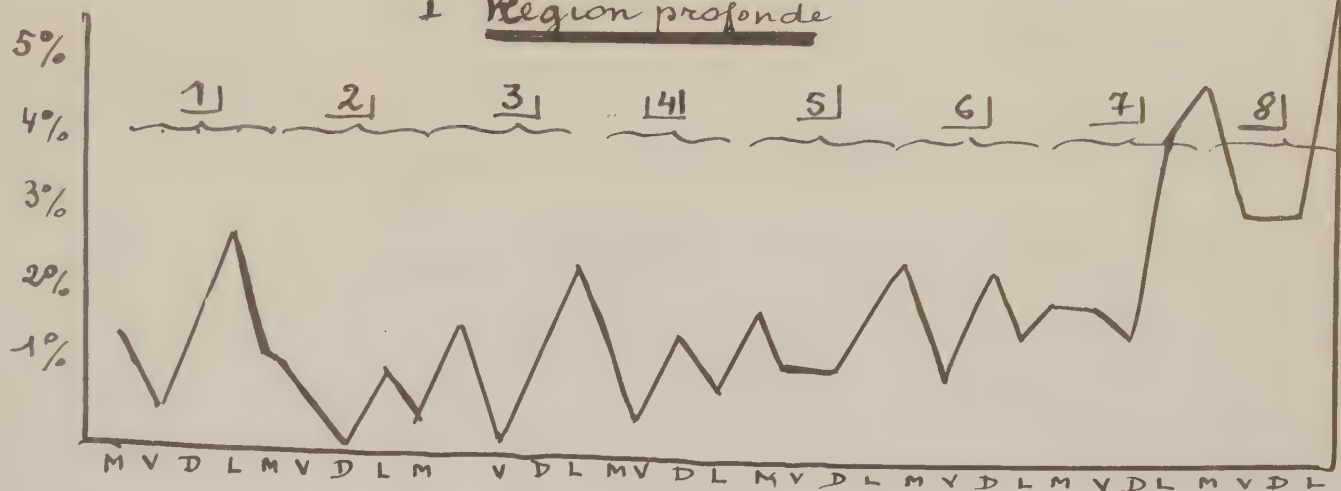
Nous avons mis en évidence en d'autres ouvrages ou articles les modifications tissulaires consécutives aux différences de pression en intensité et durée.

Les lois de Boses, Jores, Chayes, Leriche et Policard sont aujourd'hui admises car les expériences scientifiques et les contrôles histologiques ont prouvé leur entière exactitude.

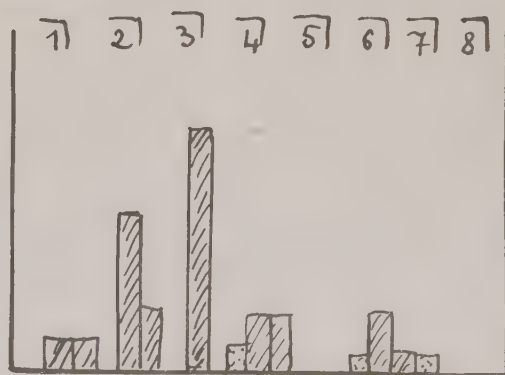
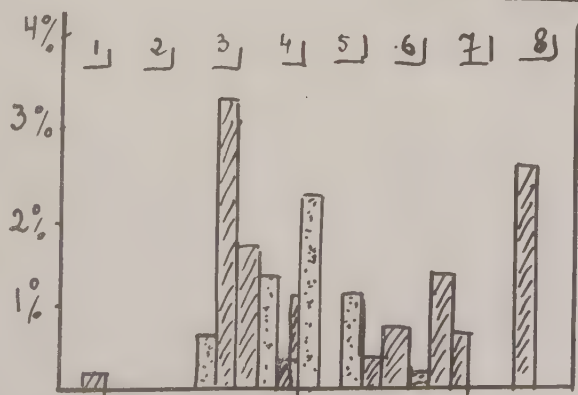
PLANCHE XXXIII.

FRÉQUENCE ET LOCALISATION DES DESTRUCTIONS OSSEUSES

I Région profonde



II Région cervicale.



d'après SAARI, HURT et Biggs (J of Periodontology IX 68)

Les schémas de la planche XXXIII mettent en évidence la destination de l'un des tissus de soutien les plus importants, l'os, quand il est soumis à des pressions d'intensité différente.

Sur des dentures naturelles l'étude de Saari, Hurt et Biggs a montré que la fréquence des destructions osseuses est en rapport avec les surfaces dentaires les plus fréquemment et les plus intensément en contact direct ou indirect : les zones molaires, commissurale et incisive centrale.

Les incisives latérales, les deuxièmes prémolaires paraissent appartenir à des zones de pressions plus faibles.

Dans l'un de nos articles personnels, intitulé Biologie et Prothèse, nous avons reproduit des radiographies, tirées d'articles de Glickman qui montrent que les variations tissulaires sont en fonction des variations de pression, aussi bien dans les ligaments alvéolo-dentaires, que dans les tissus muqueux et sous muqueux, les os interradiculaires et même dentaires.

Il est devenu évident que les forces d'ordre biologique des tissus sont des forces réactionnelles qui s'opposent naturellement aux forces actives physiologiques de l'appareil manducateur en action par l'intermédiaire des corps interposés (dents, aliments, pipe, crayon etc.)

Il est donc nécessaire d'appliquer à leur étude comparative les lois de l'équilibre en général.

Premier axiome, dit des liaisons.

"Tout corps gêné, peut être considéré comme libre si l'on supprime les liaisons et si on leur substitue des forces contraires représentées par ces liaisons. Ces forces sont alors appelées réactions".

Dans les forces réactionnelles qui s'opposent au mouvement d'une dent on peut donc ajouter la force d'inertie de la dent elle-même, l'élasticité ligamentaire et l'élasticité osseuse pour obtenir leur résultante.

Le coefficient de stabilité d'une dent doit tenir compte de ces divers facteurs quand il est utilisé pour la conception équilibrée des prothèses fixes par la méthode de Duchange.

Axiome deuxième, dit des conditions d'équilibre

"Les conditions d'équilibre d'un solide gêné se déterminent par les équations formées à l'aide de l'axiome des liaisons, qui ne contiennent pas les réactions des liaisons".

C'est ramener au système de l'équilibre le plus simple, forces de sens contraire, de même point d'application et d'intensité égale, les systèmes plus complexes de forces variées.

L'essentiel est alors de connaître l'intensité des résultantes et leur point d'application pour déterminer si l'équilibre est instable, stable ou indifférent.

Dans nos systèmes de restauration prothétique cette mise en équation est toujours nécessaire et même si leurs termes n'ont pas la rigueur mathématique de quantités parfaitement mesurables, ils apportent assez de probabilité pour s'approcher d'un équilibre satisfaisant.

L'observation visuelle, la détection digitale, la deduction mathématique permettent de localiser avec assez d'approximation les axes ou les centres de rotation dur lesquels se trouvent placés les centres d'inerties des systèmes matériels inertes liés aux tissus vivants.

Troisième axiome, dit de l'équilibre

"Pour être en équilibre, un corps solide ayant un type de rotation fixe doit recevoir des forces dont la somme algébrique des moments par rapport à l'axe soit égale à 0."

Ces divers axiomes de la mécanique rationnelle traduisent très exactement ce qui se passe en bio-mécanique prothétique, le préfixe bio signifiant toute la biologie, y compris la physiologie qui n'est qu'une manifestation particulière de la vie.

Il est évident que les liaisons rigides et indéformables n'ont pas de place dans les équations car elles solidarisent des éléments pour n'en faire qu'un système, mais que par contre les liaisons élastiques qui amortissent les pressions ou les chocs doivent être considérées comme appartenant au terme de l'équation représentant les forces de résistance.

C'est répéter sous forme moins absolue l'affirmation de Benaïm.

"L'équilibre de tout système prothétique n'est dû qu'à l'élasticité des tissus de soutien et non à celle des matériaux employés".

car au-delà des tissus de soutien élastiques il y a les tissus de soutien rigides des os plus compacts.

Les liaisons élastiques que représentent les crochets peuvent ajouter aux forces réactionnelles tissulaires leur propre réaction, et c'est ce qu'ont cherché à utiliser les auteurs les plus anciens en allongeant les bras des crochets de leurs prothèses partielles amovibles, ou en les concevant à la façon de ressorts directs ou inversés. (comme notre confrère Rigolet, dans ce qu'il a désigné sous le nom de prothèse équilibrée).

En résumé de cette étude sur l'équilibre nous pouvons affirmer que la connaissance de ces divers axiomes nous a conduit à nous inquiéter de la forme particulière de l'équilibre qui se nomme stabilité, c'est-à-dire équilibre durable dans le temps parce que les forces de résistance étant d'intensité plus grande que les forces actives, il y a absence de mouvement.

C - LA STABILITE

a) Définitions.

1 - On dit qu'un corps inerte est stable quand il reste immobile et ne se déforme pas, même sous l'effet de pressions d'intensité variée appliquées en ses divers points. A ce moment, les résultantes des forces intérieures et extérieures sont égales de sens contraire, et appliquées en un point commun.

2 - On appelle barycentre ce point d'application quand il est le centre d'action de forces parallèles tournant d'un même angle et dans le même sens autour de ce point, quelle que soit l'angulation de ces forces par rapport aux forces primitives (Pl XXXIV Fig 1)

Une dent, une arcade, un maxillaire peuvent être considérés comme des corps soumis inertes à des forces d'intensités différentes et de points d'application divers (ce sont les forces musculaires et leurs diverses résultantes).

Dans les mouvements mandibulaires, les forces restent transmises selon des lignes d'action parallèles à elles-mêmes, et cela même quand les surfaces d'application, par abrasion pathologique ou naturellement physiologique changent d'orientation.

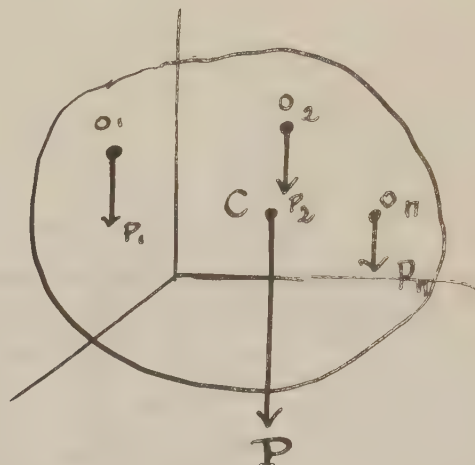
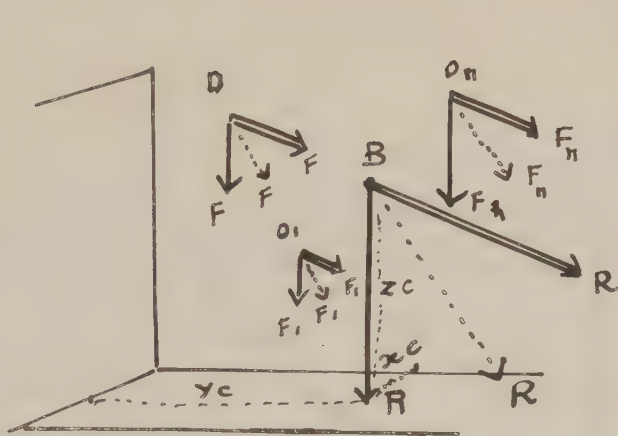
Le barycentre de ces forces semble donc persister malgré la variabilité des courbes de Spee et de Monson : par contre, la décomposition des forces fait varier leurs effets.

3 - On appelle centre de gravité, le point par lequel passent toutes les lignes d'action de la pesanteur, c'est-à-dire de chaque particule du solide. (Pl XXXIV Fig 2)

Il n'est possible de parler de pesanteur et donc de centre de gravité que dans le cas d'une prothèse amovible complète (Pl XXXIV) car dans les appareillages partiels, amovibles ou inamovibles, la rétention par crochets ou scellement réduit très largement l'importance des phénomènes de pesanteur.

CENTRES d'INERTIE

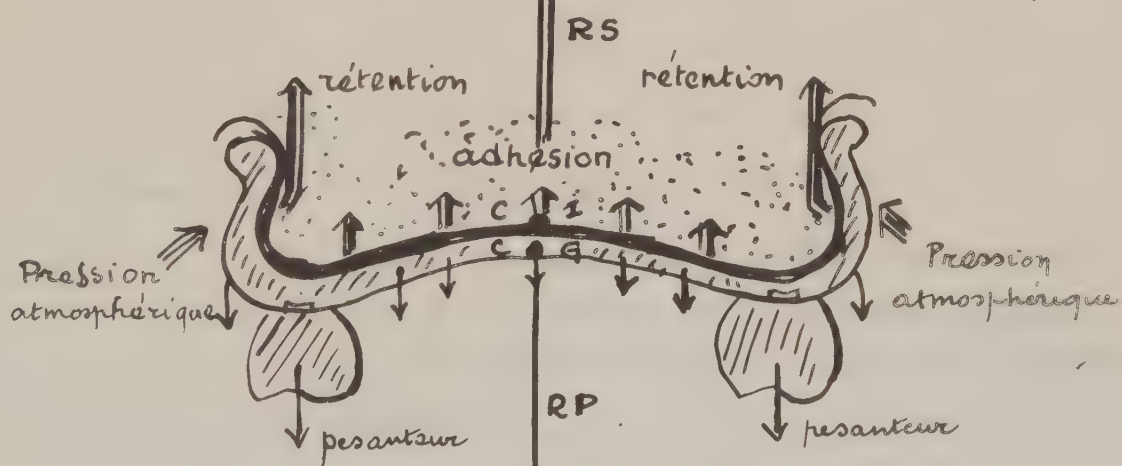
DEFINITIONS.



B : barycentre

C : centre de gravité

RS : résultante des forces de stabilisation.



RP : résultante des forces de pesanteur.

CENTRE DE GRAVITÉ

ET

CENTRE D'INERTIE

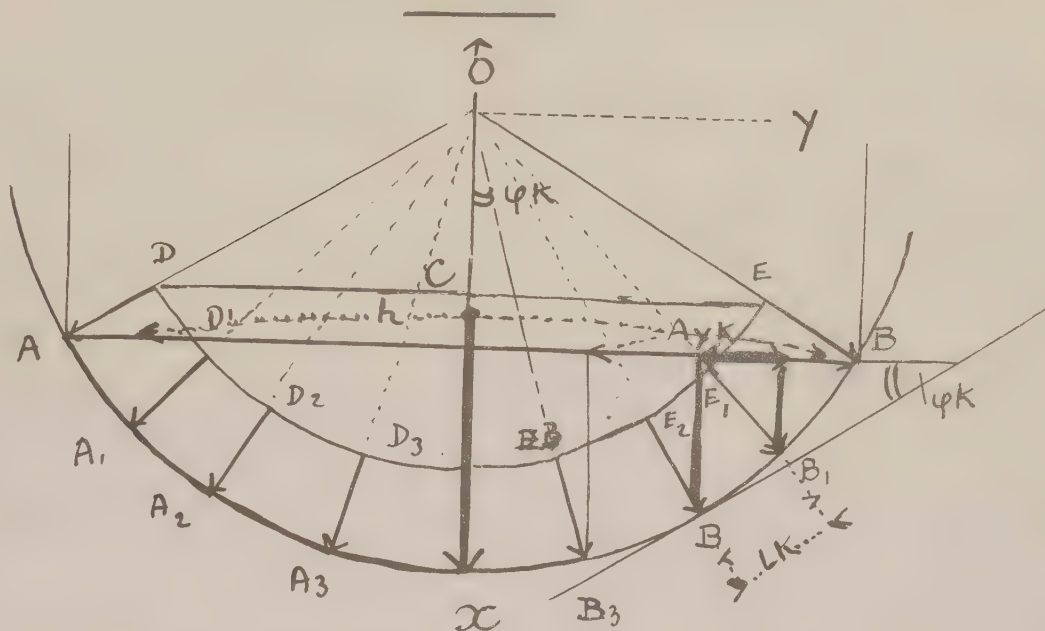
d'une

PROTHÈSE AMOVIBLE

TOTALE.

PLANCHE XXXV.

REPARTITION des FORCES dans un segment d'anneau circulaire



$$AD = A_1 D_1 = A_2 D_2 = A_3 D_3 = E_3 D_3 = E_2 D_2 = E_2 B_1 = EB = 9$$

$Cx = R \cdot S$ / axe de symétrie.

Module de $R = \sum (q \Delta L_k) \cos \varphi_k$

q étant la pression sur lK , q_n sur AB .

Σ étant la somme des pressions de type PK.

φ_K , l'angle formé par la direction de la force

LK et l'axe ox

or la projection $A_{\gamma K}$ est égale à :

$AK \cos \varphi_K$ д'оң:

$$R = \sum q A_{jk} \text{ on encore } q (\sum A_{jk}) = AB$$

$AB = \text{longueur de la corde} = h$

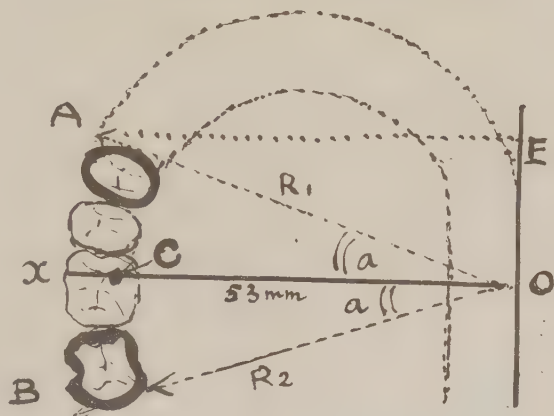
$$R = qh$$

R est le moment de la Résultante : c'est le produit mixé de l'intensité de la force totale ($\sum q_n$) par le bras de levier $\sum x_n(h)$

CENTRES d'INERTIE

EXEMPLES

Bridge à grand rayon



$$R_1 = 60 \text{ mm} \quad R_2 = 50 \text{ mm}$$

$$\widehat{AB} = 47 \text{ mm}$$

$$\widehat{AOB} = \frac{400 \text{ g} \times 47}{60 \times 2 \times 3.14} = 50 \text{ gr.}$$

$$\hat{a} = \frac{\widehat{AOB}}{2} = 25 \text{ gr.}$$

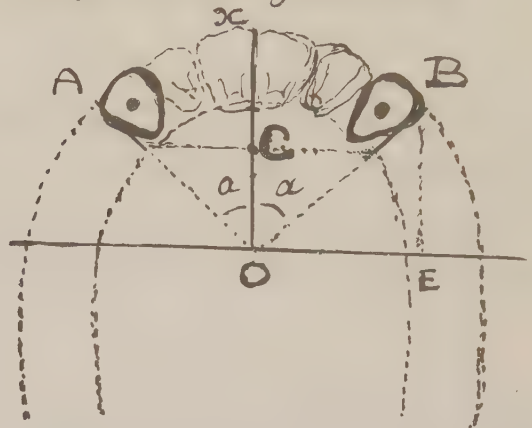
$$OC = \frac{\sin \hat{a}}{\hat{a}} \times \frac{R_1 + R_2}{2}$$

$$OC = \frac{\sin \hat{a}}{25} \times \frac{60 + 50}{2}$$

$$\text{or } \sin \hat{a} = \frac{4}{10} \text{ R environ}$$

$$\text{d'où } OC = \frac{60 \times 4 \times 110}{10 \times 25 \times 2} = 53 \text{ mm}$$

Bridge à rayon court



$$R_1 = 30 \text{ mm} \quad R_2 = 20 \text{ mm}$$

$$\widehat{AB} = 47 \text{ mm}$$

$$\widehat{AOB} = \frac{400 \text{ g} \times 47}{30 \times 2 \times 3.14} = 100 \text{ gr.}$$

$$\hat{a} = \frac{\widehat{AOB}}{2} = 50 \text{ gr.}$$

$$OC = \frac{\sin \hat{a}}{\hat{a}} \times \frac{R_1 + R_2}{2}$$

$$= \frac{\sin \hat{a}}{50} \times \frac{30 + 20}{2}$$

$$\text{or } \sin \hat{a} = \frac{5}{6} \text{ R environ}$$

$$\text{d'où } OC = \frac{30 \times 5 \times 50}{6 \times 50 \times 2} = 12 \text{ mm,5}$$

Le centre d'inertie du segment de l'anneau se rapproche du centre en fonction directe de l'arc qu'il soutient.

Il est évident que la théorie de Fourquet sur le centre de gravité des bridges complets ne peut être comprise que comme théorie du centre d'inertie d'un système matériel dont le point d'application des diverses forces qui agissent sur les éléments du bridge est d'ailleurs difficilement appréciable.

4 - On appelle centre d'inertie, en dynamique, en effet, le centre d'application de toutes les forces intérieures appliquées à un corps, et bien entendu c'est celui de leur résultante. Le centre de gravité n'est donc qu'une application de cette définition aux forces de pesanteur.

Il est évident que toute autre prothèse inamovible ou amovible recevant des forces extérieures est un système matériel soumis comme tout corps parfait à cette loi : "la stabilité dépend de la position du centre d'inertie par rapport à l'axe de rotation" (Pl XVIII).

Nous donnerons systématiquement des exemples choisis dans les différents types de prothèse.

b) Détermination des centres d'inertie en mécanique rationnelle.

1 - Quand le solide est parfait et de forme géométrique régulière (sphère, cube, parallélépipède rectangle...) et les forces également réparties il est facile de trouver le plan, l'axe, ou le centre même sur lequel se trouve nécessairement placé le centre de symétrie.

2 - Quand le solide est dans les mêmes conditions mais de forme géométrique irrégulière on peut rechercher le centre de chacune de ses parties régulières et trouver ensuite un centre commun.

C'est ce que nous avons essayé de faire dans notre croquis explicatif de la théorie de Fourquet. Nous considé-

rons un bridge complet comme une succession de bridges partiels de caractères différents.

On peut suivre la même technique quant il s'agit d'un bridge ou d'un élément en forme d'arc, de U ou de T.

3 - Quand il est impossible de résoudre graphiquement cette recherche en raison de l'excès d'irrégularité de la masse et du volume du solide, on peut découvrir le centre de gravité de façon empirique : en suspendant le corps par un fil successivement en divers points et en notant les diverses lignes d'action à travers le corps on trouve à leur intersection le centre de gravité.

C Mais cette méthode ne peut pas être utilisée en prothèse sous une forme aussi simple. En appuyant systématiquement en divers points d'une dent prothétique on découvre cliniquement le centre de rotation d'une prothèse mal stabilisée.

4 - Notons qu'il existe des formules qui permettent de trouver géométriquement la place des centres de gravité par rapport au centre géométrique, et par extension des centres d'inertie des corps homogènes soumis à des forces identiques, en décomposant en leurs diverses parties ces corps pour les recomposer ensuite par additions ou produits.

a) Quand il s'agit d'une simple ligne de longueur L divisée en longueurs plus petites l, en nombre k, le centre de gravité est donné par la formule :

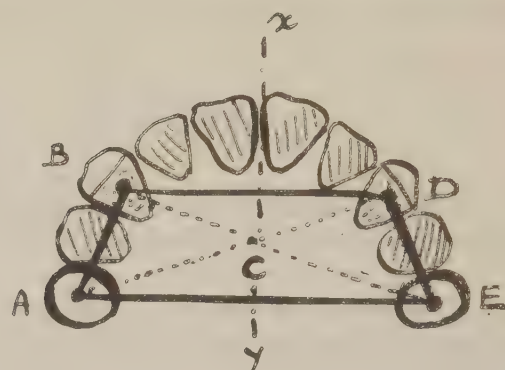
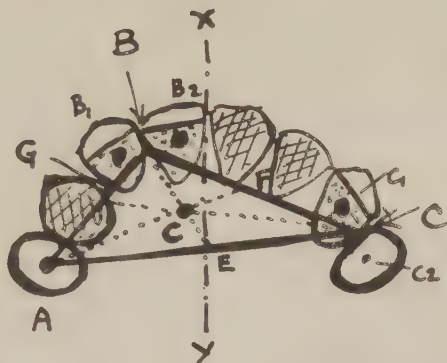
$x_C = \sum \frac{L_k \times k}{L}$, dans laquelle C représente le centre de gravité et x C, la distance de la coordonnée x au centre de gravité ou d'inertie C.

b) Quand il s'agit d'un disque plan, mince et homogène, la formule devient :

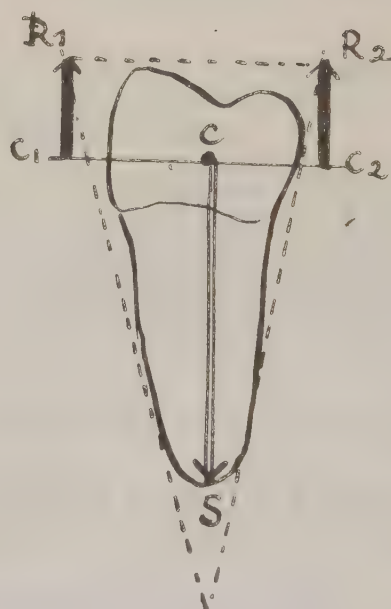
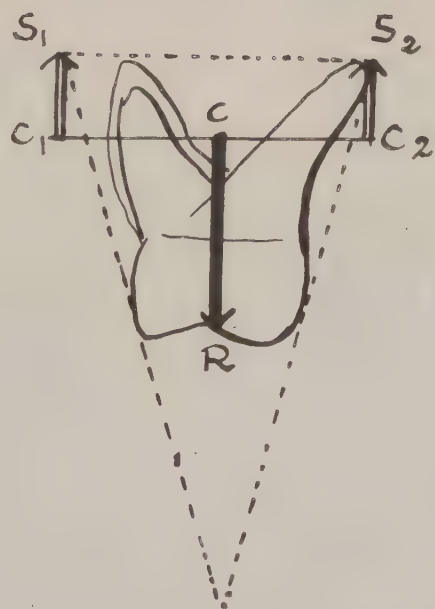
$x_C = \sum \frac{s_k \times k}{S}$, s étant l'un des petits secteurs, et S la surface totale.

CENTRES D'INERTIE.

7. BRIDGES POLYGONAUX.



2. ORGANES DENTAIRES.



$$\text{Si } C_1 S_1 + C_2 S_2 \geq CR$$

ou $C_1 R_1 + C_2 R_2 < CS$

il y a stabilité.

C varie en fonction de l'implantation orale de la racine.

quées en tous points, est au point d'intersection des médianes, c'est-à-dire au $1/3$ de leur longueur.

g - On obtient également pour des solides géométriques réguliers de forme parallélépipédique, pyramidale ou conique, tronconique ou en tronc de pyramide des formules de même type.

C, se trouve par exemple à une distance de la base, de $1/4$ de la hauteur de la pyramide ou du cône.

De tous ces calculs abstraits on peut tirer des conclusions pratiques dans la conception et la construction de toutes nos prothèses.

Elles sont en effet, des systèmes matériels, pourvues d'un centre d'inertie, ou d'un axe ou de plusieurs axes de rotation, selon les forces qui s'exercent sur elles et celles qui s'y opposent.

C'est à Sadrin que l'on doit le nom des résultantes de ces forces. Il les appelait : moments de renversement, quand elles avaient tendance à faire pivoter la prothèse autour d'un point ou d'un axe,

moments de stabilité, quand elles s'y opposaient. Il avait énoncé sa loi de la façon mathématique suivante : (1913)

"Pour qu'un bridge reste en équilibre, il faut que son moment (ou ses moments) de renversement soit égal à son moment (ou ses moments) de stabilité".

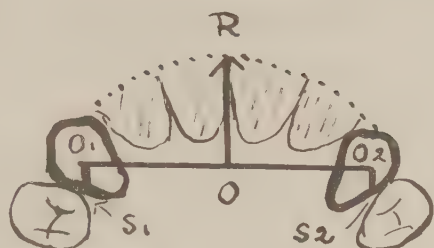
Mais il n'appliquait cette loi qu'aux bridges curvilignes. Nous croyons qu'elle convient à tous les bridges polygonaux restaurant une arcade partielle ou totale, et même à toutes les prothèses amovibles, à la condition toutefois de ne pas prétendre à une exactitude parfaite et mathématique de nos conclusions.

En effet,

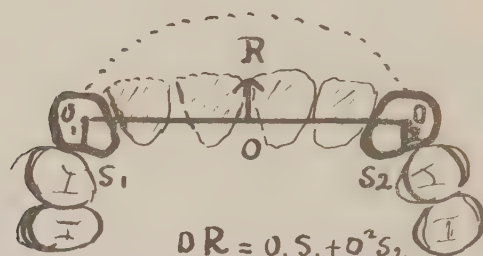
- nos systèmes matériels ne sont pas homogènes (alliages, céramiques, résines),
- nos systèmes matériels ne sont pas des solides de forme géométrique régulière, ni en plan, ni en coupe verticale,
- les forces musculaires ont une variété de direction et de points d'application et une variabilité d'intensité qui rend difficile toute précision dans les caractères de leur résultante.

THEORIE DE SADRI

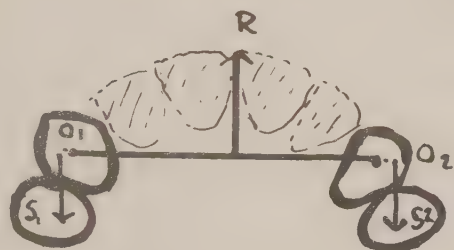
1. Bridges curvilignes.



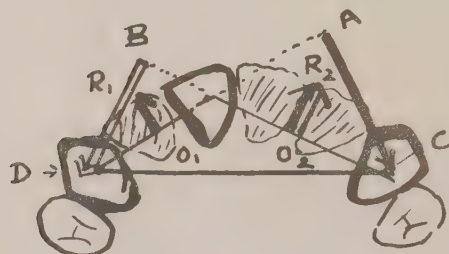
$$OR > O_1S_1 + O_2S_2$$



$$OR = O_1S_1 + O_2S_2$$

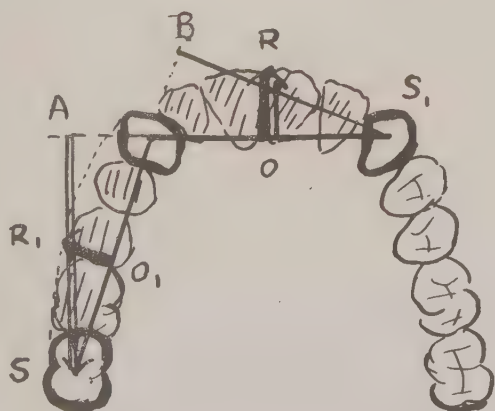


$$OR < O_1S_1 + O_2S_2$$



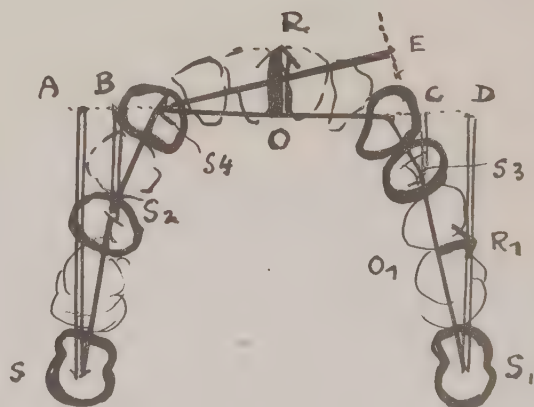
$$O_1R_1 < AC \quad O_2R_2 > BD$$

2. Bridges polygonaux.



$$OR < AS$$

$$O_1 < BS_1$$



$$OR < AS + BS_2 + CS_3 + DS_4$$

$$O_1R_1 < ES_4$$

Néanmoins, nous avons appris qu'en mécanique rationnelle on peut raisonner sur des solides imparfaits de volumes irréguliers, voire hétérogènes, et soumis à des forces en divers plans, en transformant ces solides en volumes distincts, en considérant leur projection en étendue plane, ou punctiforme, et en composant les forces les plus différentes en une seule résultante.

Pourquoi ne serait-ce pas possible en mécanique appliquée à notre art ?

C. Application de cette recherche en nos systèmes prothétiques.

1) en prothèse conjointe

a)- un bridge peut être, en fait, comparé à un anneau épais, de hauteur et de largeur variable, sa projection sur un plan peut être aussi comparée à l'intervalle entre deux arcs de même centre (ou de centres légèrement excentrés). Et ce segment d'anneau plat peut être réduit à un seul arc, intermédiaire entre les deux arcs et nous savons qu'un arc n'est qu'une succession de courtes lignes droites, ce qui revient à dire qu'un bridge peut être représenté par une simple ligne, courbe ou droite, un arc ou une corde.

b)- deux bridges, de même longueur moyenne, mais de rayon de courbure différents, ont-ils le même centre d'inertie et les mêmes moments de renversement ?

Les deux schémas de la planche XXXVI nous permettent de répondre à cette question. Le centre d'inertie se rapproche du centre géométrique de la courbure quand celle-ci a un rayon plus court, c'est-à-dire quand l'arc limite un angle au centre plus important.

Les planches suivantes XXXVII et XXXVIII donnent des exemples de l'application de la loi de Sadrin à des bridges de position, d'étendue et de forme diverses.

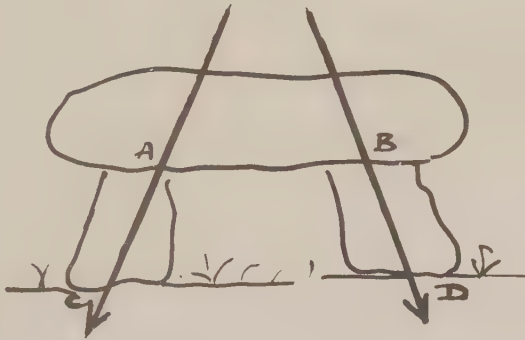
On sait que le mouvement a d'autant plus d'amplitude que le bras de levier qui en est la cause est long, et donc que le point d'application est éloigné du centre de rotation, on sait aussi qu'il est fonction de l'intensité de la force, celle-ci devant vaincre les forces réactionnelles.

C'est pourquoi Sadrin a choisi le nom de "moment de renversement" pour désigner le moment de la force ; intensité $\times$ longueur du bras de levier.

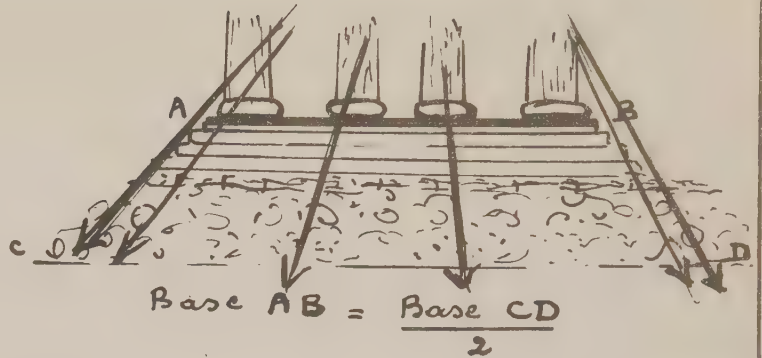
STABILITÉ ARCHITECTURALE.

Terrain, fondations, sustentation.

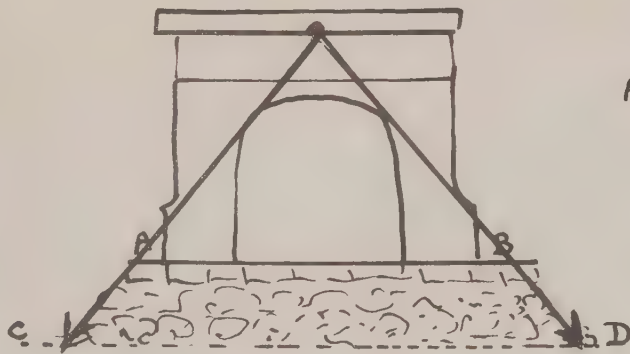
Dolmen



Temple



Arc de triomphe romain



$AB < CD$

Eglise romane

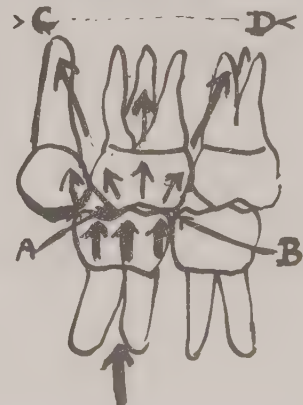


Eglise gothique



$AB < CD$

Premières moulures



Rappelons que cette intensité varie en fonction de l'angulation de la force sur le plan occlusal ou occluso-lingual, qu'elle peut être entièrement conservée quand la force est normale, et qu'une force oblique sur un plan oblique peut se transformer en force axiale, stabilisatrice. (en particulier dans les mouvements de rétrusion du temps de la déglutition).

Notons enfin que :

La théorie des centres d'inertie s'applique aussi bien aux bridges considérés dans leur plan vertical, les dents piliers formant des cônes ou des pyramides de bases très variables ce qui ajoute ou retranche à leur stabilité, en raison des moments de renversement de valeur plus ou moins accentuée.

Les coefficients de Duchange ne sont pas autre chose qu'une application numérique des lois de Sadrin dans le sens vertical. Les moments de stabilité se multiplient dans les dents multiradiculées en raison de leur large polygone de sustentation.

Ce sont autant de systèmes architecturaux qui ressemblent à ces monuments primitifs ou médiévaux dont Viollet le Duc et notre Maître Focillon attribuaient la stabilité à la section triangulaire de leur coupe verticale, soubassement compris.

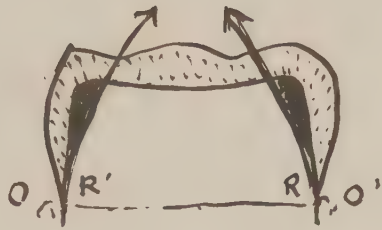
Ce n'est un secret pour personne que la surface du polygone de sustentation d'un édifice est un facteur essentiel de stabilité au même titre que les forces qui s'exercent sur lui, et qu'on peut augmenter ses dimensions par des contreforts, des pieds droits, des bas côtés, des arceaux latéraux, des arcs-boutants et même seulement des fondations élargies.

Or tout polygone se divise en triangles, et dans chaque triangle on sait que le centre d'inertie se trouve, si le triangle est homogène, au point de jonction des médianes.

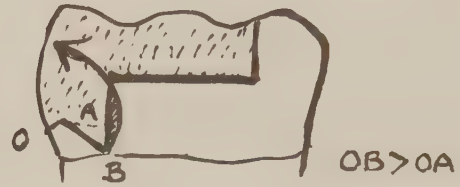
On sait aussi que les centres d'inertie peuvent se résoudre en un centre commun (on peut donc approximativement retrouver le centre d'inertie de la plupart de nos prothèses en les divisant d'abord en parties plus simples, de préférence en plusieurs polygones de sustentation triangulaires. C'est ce qu'avait essayé de démontrer notre Maître Fourquet à qui nous devons d'avoir réfléchi sur le problème des prothèses inamovibles d'une arcade complète.

MOYENS DE STABILISATION

En Prothèse inamovible.



coiffe coulée.



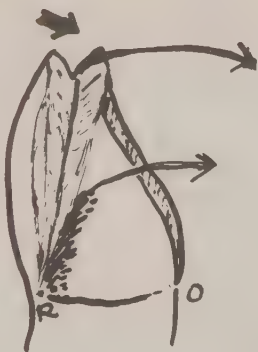
inlay MO



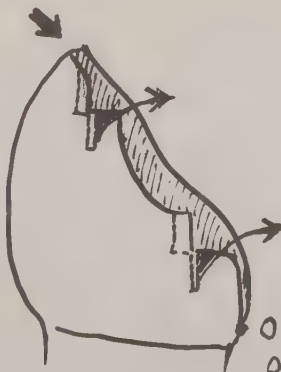
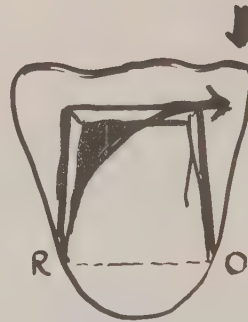
coiffe à tendon



inlay de Burgess



onlay à rainures



onlay à crampons.



Le parallélisme des parois, rainures ou puits assure la stabilisation.

c)- Cette théorie s'applique à tous les systèmes inamovibles des plus simples aux plus complexes.

. Dans la planche XL, on peut voir que la stabilisation est fonction des résistances qui s'opposent aux mouvements de rotation (renversement ou bascule).

Une coiffe sur un moignon à parois presque parallèles ne peut pivoter sans se déformer ou sans abraser le moignon. Or, par définition une prothèse inamovible est rigide et indéformable, et le moignon reconstitué ou naturel doit avoir la résistance suffisante à la pression ou à la torsion.

Les cavités proximales d'inlay, à fond oblique interne, les préparations d'onlays à rainures et puits pratiquement parallèles sont autant de moyens d'ancrage stabilisateurs.

. Dans la planche XIL, il est facile de constater que c'est également grâce à l'inclinaison harmonieusement et logiquement étudiée des parois, des rainures ou des puits que les bridges à double encastrement, ou à triple encastrement, avec extension distale ou mésiale, résistent à la désinsertion sous les effets des forces de la mastication.

Une prothèse à rupteurs de forces, quand la selle n'a plus le contact muqueux, est soumise à des moments de renversement analogues à une prothèse rigide.

Notons cette loi de mécanique appliquée, fort utile dans la construction des grands bridges.

Les parois extrêmes doivent être aussi parallèles que possible, car les grands rayons des mouvements de renversement se rapprochent de la verticale.

2) La théorie de Sadrin s'applique avec la même rigueur aux prothèses partielles amovibles, qu'elles soient décollées, squelettiques ou équilibrées.

Les seules différences sont : l'absence de rigidité des liaisons, un crochet x une certaine élasticité.

∴ l'utilisation des résistances ostéo-muqueuses.

a)- Dans la planche XIIL, nous montrons l'opposition volontaire des bras de stabilisation et des bras rétentifs sur une dent,

les résistances à la fois ostéo-muqueuses et dentaires aux mouvements de translation et de rotation frontaux,

l'équilibration toute particulière du système équi-poise avec bras de levier compensateur de longue portée.

PLANCHE XII

MOYENS DE STABILISATION

En Prothèse inamovible.

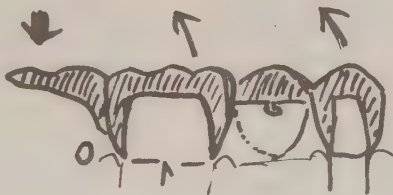
1. à double encastrement



2. à pilier intermédiaire



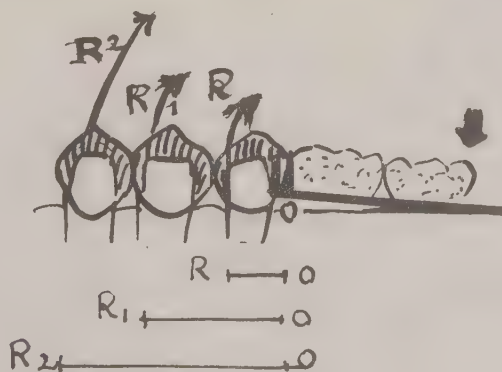
3. avec extension distale



4. avec extension mésiale



5. avec rupteur à charnière.

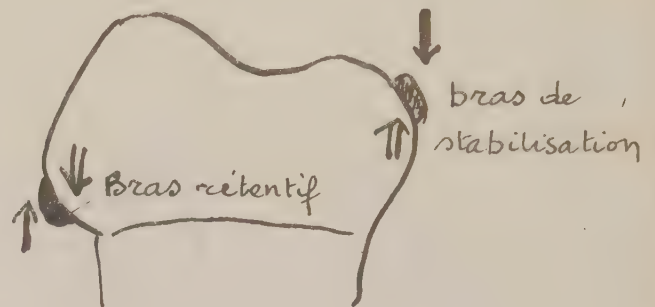
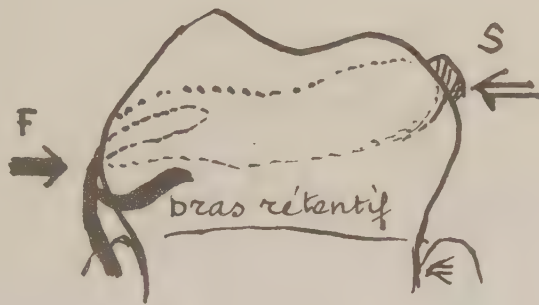


Les grands rayons se rapprochant de la verticale, les parois des moignons doivent être redressées.

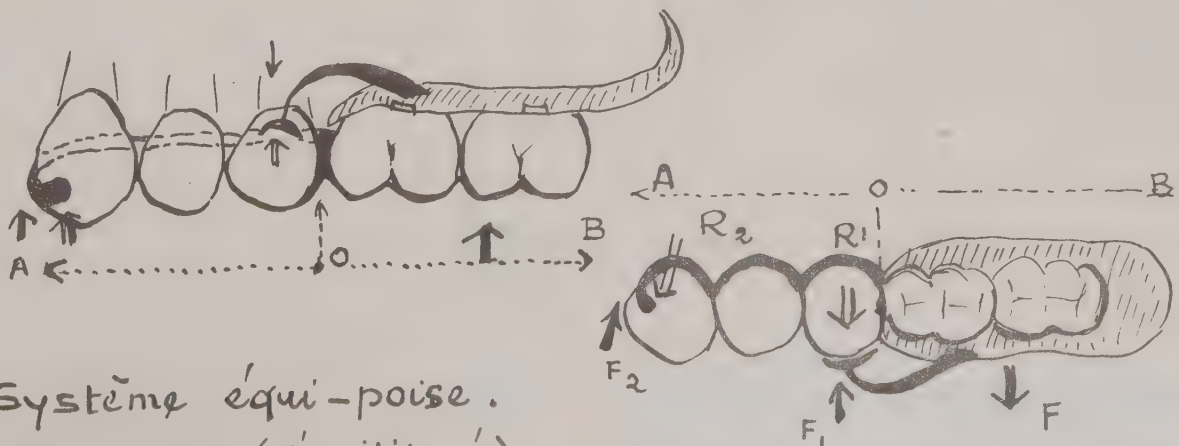
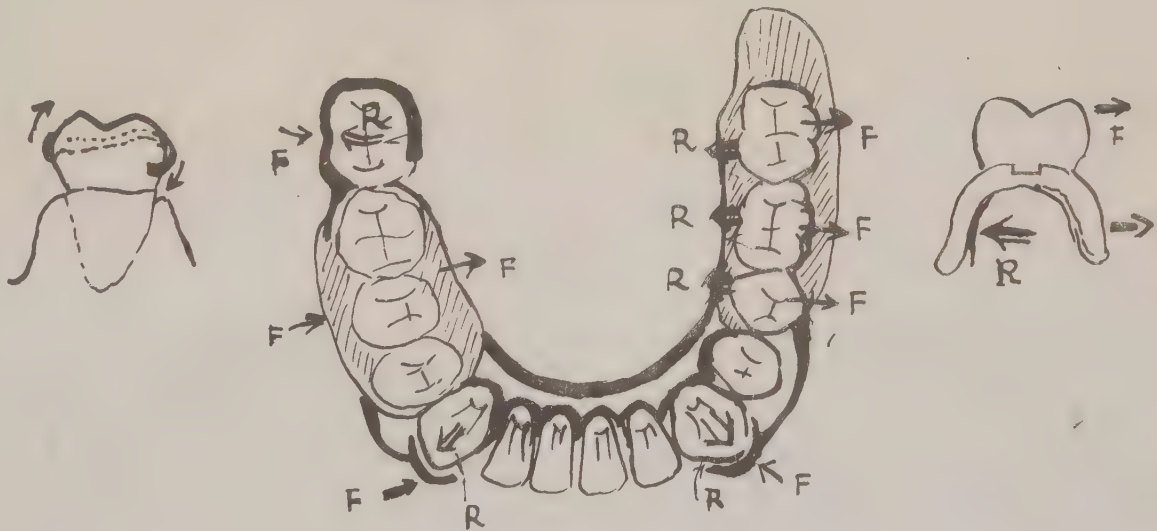
MOYENS DE STABILISATION.

En prothèse partielle amovible.

crochets.

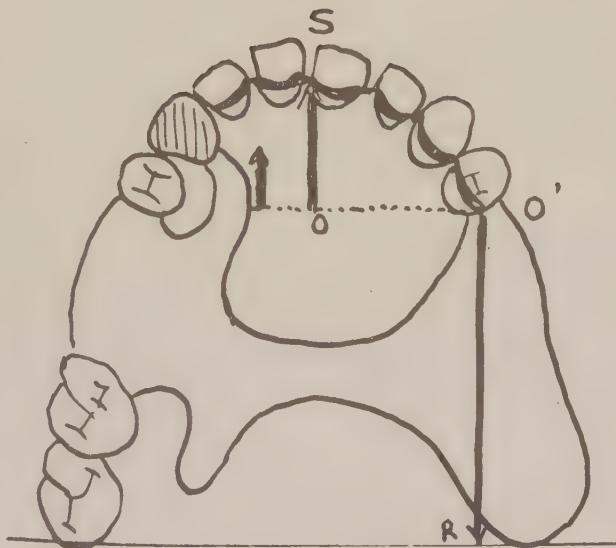


En diduction

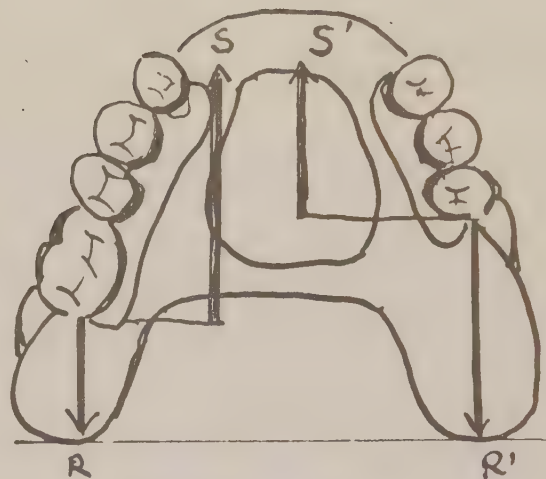


Systeme équi-poise.
(équilibré)

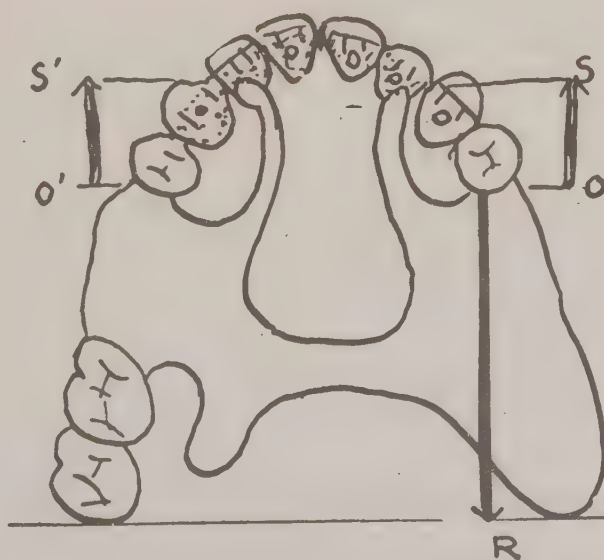
STABILISATION DES PROTHESES PARTIELLES AMOVIBLES



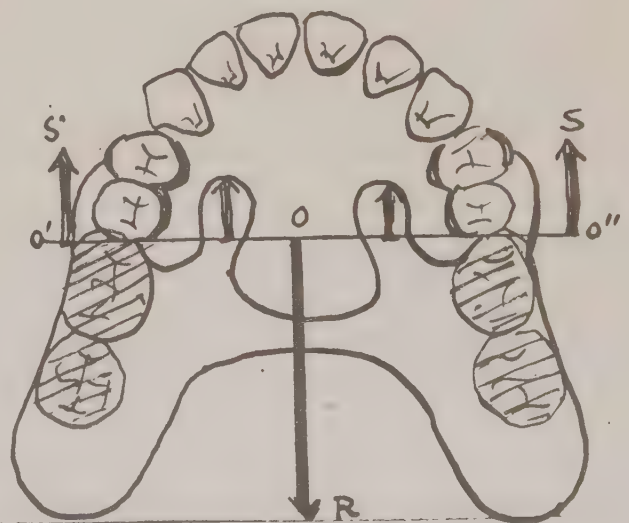
Barre cingulaire



Barres coronaires.



Doigts de Cummer



ailes de stabilisation

b)- Dans les planches XIII L et XIV L, nous mettons en évidence les moyens de stabilisation les plus classiques utilisés dans le sens sagittal.

- barres cingulaires (au niveau incisivo-canin) et coronaires (au niveau prémolaire ou molaire),
- doigts et bras de Cummer
- ailettes de stabilisation,
- bridges de contention antérieurs.

On pourrait y ajouter l'utilisation des tubérosités du maxillaire supérieur, et des triangles osseux retromolaires de la mandibule, si utilisés dans les prothèses amovibles totales et qui peuvent être utilement employés dans nos prothèses partielles à crochets ou à attachements rupteurs.

3) Cette théorie s'applique même aux prothèses amovibles restaurant totalement une ou deux arcades.

a)- Il existe des moments de renversement et de stabilité dans les plans sagittal et frontal et la direction des forces et la direction des forces transmises n'est pas sans importance sur la position de leur centre d'inertie d'où la nécessité de les concevoir en fonction des données cliniques que l'on a qualifiées d'indices positifs ou négatifs (tubérosités du maxillaire supérieur, forme des crêtes, flasques mylohyoïdiennes, régions rétro-incisive du plancher buccal, triangles retromolaires mandibulaires etc...)

b)- Le niveau, la forme et la nature de l'arcade mandibulaire a beaucoup d'importance pour la stabilité car c'est d'elle surtout que dépendent les forces exercées sur la prothèse du maxillaire supérieur. Son édification doit être l'objet de tous nos soins car la moindre prématurité peut être cause, dans l'un ou l'autre des mouvements mandibulaires, de l'instabilité de la prothèse antagoniste.

c)- Nous avons pour notre part et par grande expérience de ces prothèses remarqué que les systèmes les moins stables existent quand le bloc incisivo canin naturel a persisté, ou simplement les canines, car les dents par enfoncement des bases distales ou intermédiaires provoquent rapidement des prématurités, sources de moments de renversement et de déséquilibre.

Notre étude de la stabilité n'a donc fait que confirmer les règles architecturales antiques, médiévales ou modernes, facteurs de durée.

STABILITÉ DE L'ARCADE RÉSIDUELLE.

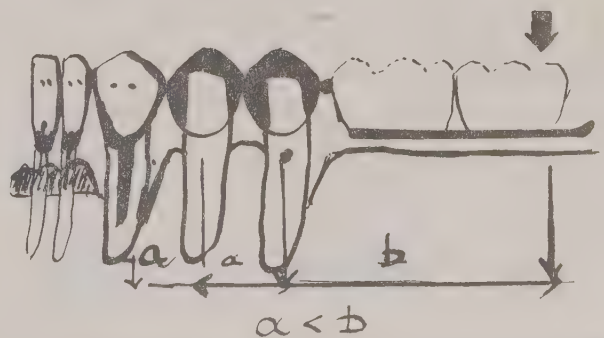
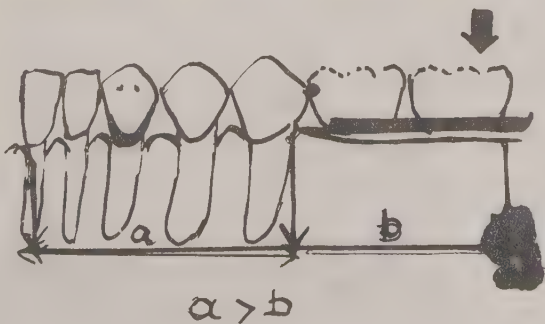
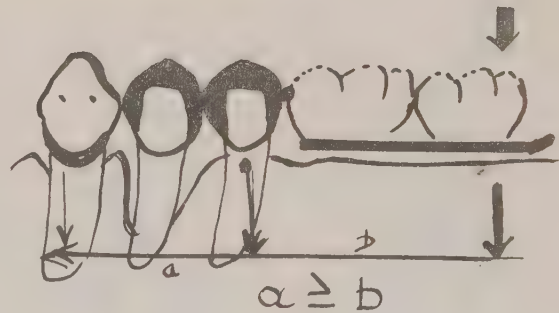
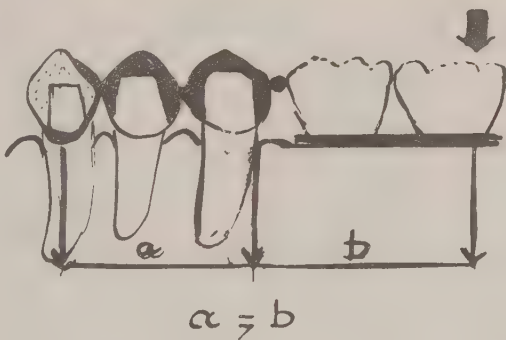
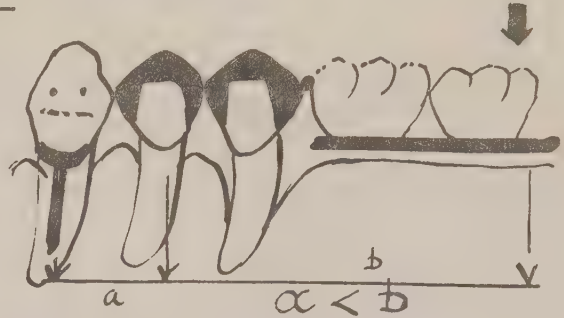
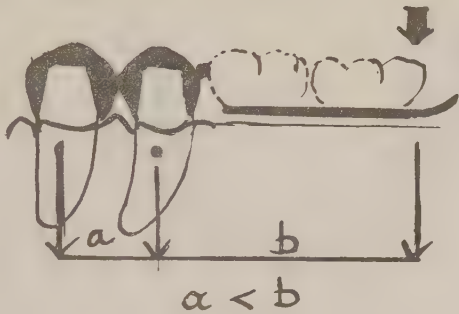
Support de selles en prolongement



dents à alvéole saine

dents alvéolysées

• = attachement rigide, élastique ou à rupteur de forces.



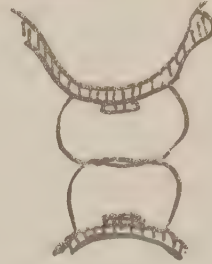
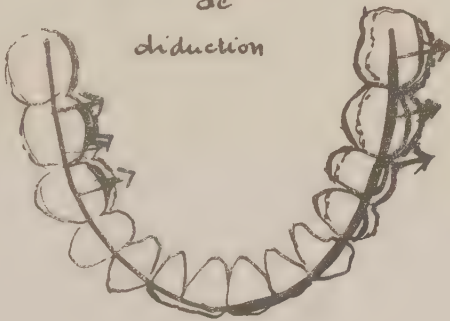
MOYENS DE STABILISATION.

Prothèses totales amovibles.

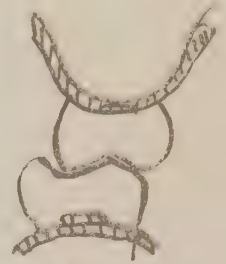
a/ en diduction



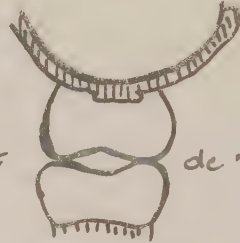
Mouvement
de
diduction



Frottement serré



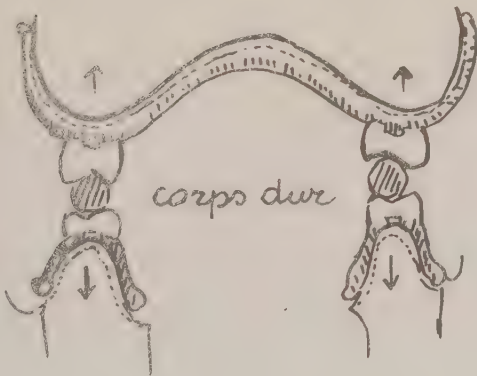
Engrènement
excessif



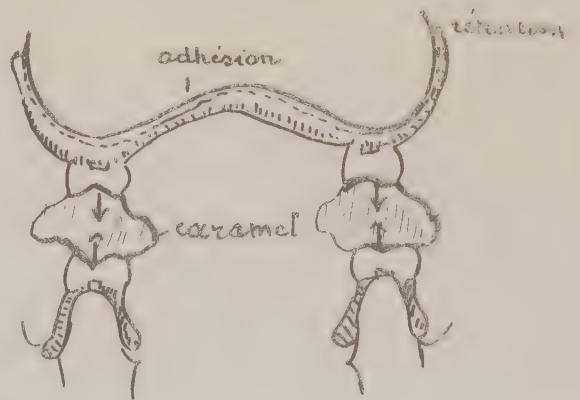
Frottement

de rotation.

b. en occlusion ou desocclusion centrées.



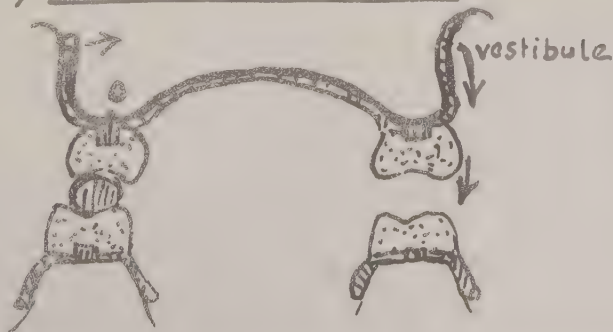
corps dur



adhésion

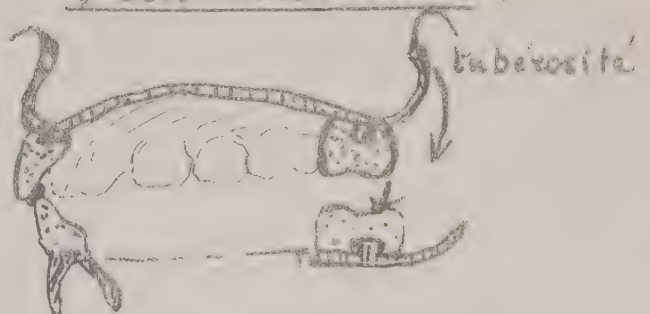
caramel

c/ occlusion unilatérale



vestibule

d/ occlusion incisive.



tubercule

Elle peut être comparée à la philosophie scientifique qui a présidé à l'érection de l'omphalos à Delphes, sur son trépied équilatéral, image concrète de la valeur de la Raison géométrique.

III

Cinématique rationnelle

et

cinématique mandibulaire

La cinématique est l'ensemble des propriétés géométriques du mouvement des corps sans tenir compte :

ni de la masse,
ni de la nature,
des forces reçues, causes de l'impulsion.

En art dentaire, c'est l'ensemble des propriétés géométriques du mouvement de la mandibule, et de l'arcade dentaire qu'elle supporte, sans tenir compte :

ni de la masse de l'os,
ni de la nature neurophysiologique des forces musculaires
mais simplement de leurs résultantes et de leur intensité.

1. Définitions

Pour apprécier un mouvement, il est nécessaire de comparer les places successives des corps à un système de coordonnées fixes, coplanaires ou multiplanaires appelé système de référence.

Quand les coordonnées restent constantes par rapport à ce plan ou à ces plans, il y a repos. Dans le cas contraire, il y a mouvement.

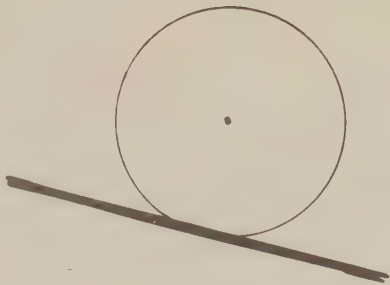
Le plus souvent, l'espace est considéré selon 3 dimensions. C'est l'espace euclidien qui est encore le plus employé.

Dans le domaine bucco-dentaire, les trois plans de l'espace prennent des noms différents. (voir Pl VI)

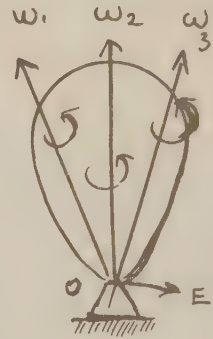
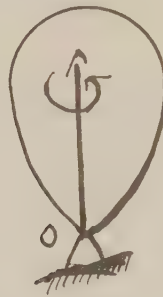
- le vertical axial prend le nom de sagittal,
- le vertical perpendiculaire à l'axial, s'appelle frontal,
- l'horizontal s'appelle occlusal.

On appelle trajectoire la ligne qui suit le point matériel en

MOUVEMENTS DE ROTATION



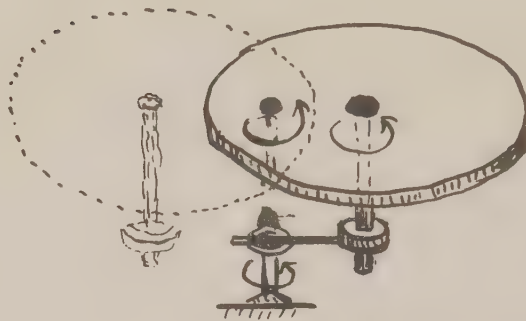
Sur un plan



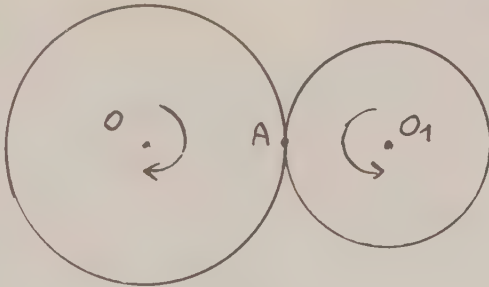
sur des axes instantanés



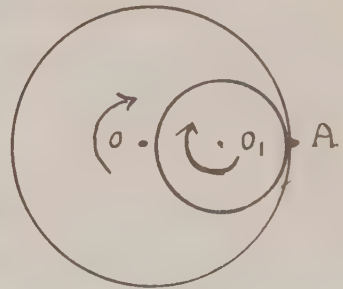
sur un seul axe



sur deux axes parallèles



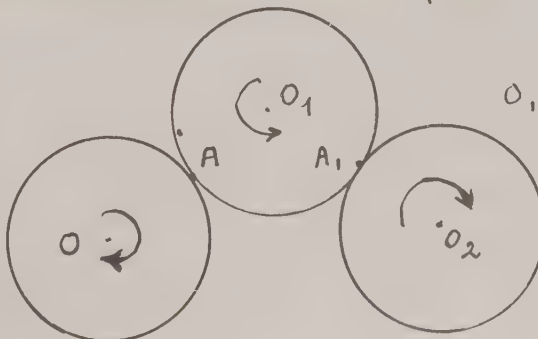
par engrenage extérieur



par eng. intérieure

$O =$ pignon menant

$O_1, O_2 =$ pignons menés



par trois pignons extérieurs

mouvement c'est-à-dire l'ensemble de ses diverses coordonnées.

Si la trajectoire est une droite, elle est dite rectiligne.

Si elle est courbe, curviligne.

Le mouvement qui suit une trajectoire rectiligne est dit de translation, mais il peut y avoir translation, c'est-à-dire déplacement du corps parallèlement à son axe, pendant un mouvement de rotation. (Une bielle, par exemple, se déplace parallèlement à elle-même, tout en tournant autour d'un centre). Un mouvement de rotation se produit autour d'un point (fronde) autour d'un axe (roue) et parfois de deux ou plusieurs axes parallèles. (Pl XXXXVI). Une toupie peut tourner à la fois autour de son axe longitudinal et autour d'un centre, comme la Terre autour du soleil.

On trouve en physiologie bucco-dentaire des exemples de ces divers mouvements.

2. Etude des mouvements simples

A) Mouvements de translation

Ce sont des mouvements pendant lesquels une droite reliant deux points d'un corps parfait se déplace, tout en restant parallèle à elle-même :

que la trajectoire soit rectiligne,

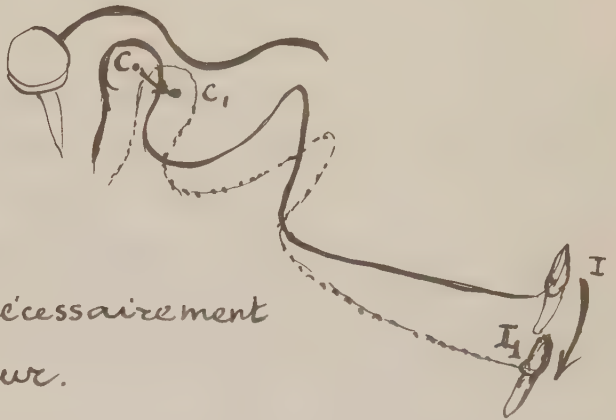
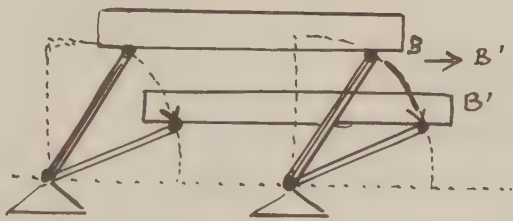
ou curviligne.

La mandibule accomplit un mouvement relativement rectiligne dans le mouvement de protrusion mais il est rarement pur, les surfaces condyliennes et méniscales n'étant pas planes, et les réflexes proprioceptifs de même intensité, d'où la différence d'angulation du plan de glissement. Néanmoins, pour un même individu, on peut établir une moyenne, qui, portée sur un articulateur semi-adaptable, type Hanau par exemple, se rapproche de la réalité.

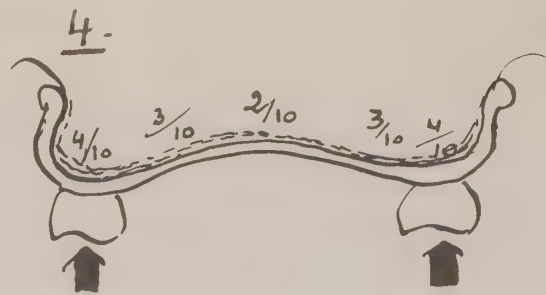
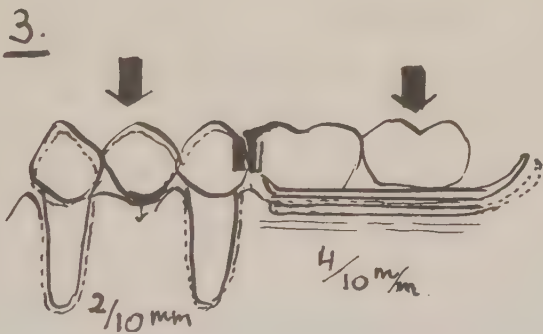
L'engrènement des dents naturelles et prothétiques

MOUVEMENTS DE TRANSLATION

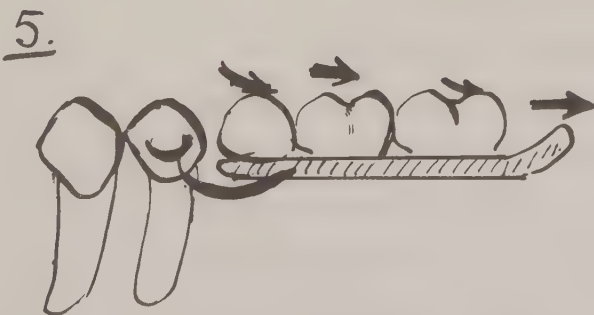
1. Bielle d'accouplement 2. Translation condylienne.



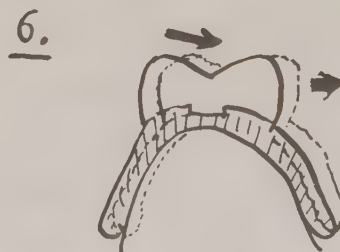
Une translation n'est pas nécessairement un mouvement rectiligne pur.



translations rectilignes verticales.



Translation distale



Translation frontale.

peut donner à celles-ci un mouvement de même direction par entraînement, à la façon d'un engrenage. Les selles en prolongement, les prothèses totales amovibles sont soumises à de telles translations distales, voire frontales dans les mouvements et diduction, qui se manifestent par des déséquilibres et des traumatismes muqueux bien connus de la plupart des praticiens (Pl XXXXVII).

B) Mouvements de rotation

Ces mouvements varient de trajectoire selon qu'ils se produisent autour d'un ou de plusieurs axes.

a- Un mouvement de rotation autour d'un axe suppose la fixité des deux extrémités de l'axe et la rigidité de leur liaison. La ligne qui joint les deux extrémités de la liaison s'appelle axe de rotation.

Pendant le mouvement de rotation tous les points appartenant à l'axe restent immobiles tandis que tous les autres décrivent des circonférences dans des plans perpendiculaires à l'axe de rotation.

Ces circonférences ont toutes leur centre sur l'axe. Leur rayon est variable en fonction de la forme du corps considéré.

Le mouvement de rotation se mesure par un angle qui est compris entre les plans de référence immobiles et la trajectoire. Cet angle est dit positif s'il est compté dans le sens contraire des aiguilles d'une montre, négatif dans l'autre cas.

b- Le mouvement de rotation autour d'un point

La Terre, une toupie tournent autour d'un point qu'on peut considérer comme fixe. Même si la sphère terrestre ou l'ovoïde de la toupie s'incline par rapport à un axe vertical, le mouvement de rotation reste considéré comme autour d'un axe qui a le même point fixe d'application. C'est ce qu'ont démontré Euler et d'Alembert.

c- Nous avons vu qu'il existe des mouvements de rotation composés, autour de deux ou trois axes parallèles qui peuvent modifier le sens des trajectoires. (Pl XXXXVI).

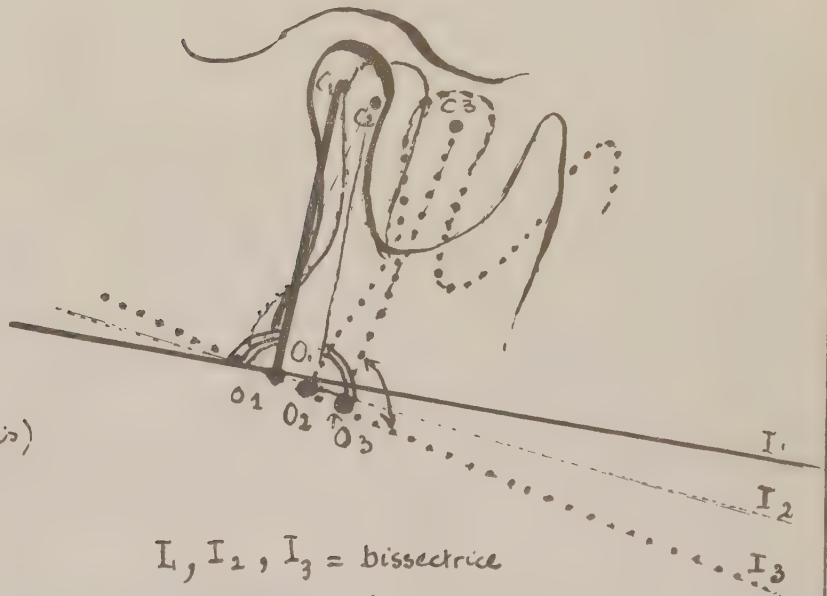
CENTRES INSTANTANÉS DE ROTATION.

d'après Helluy.



axe charnière (hinge axis)

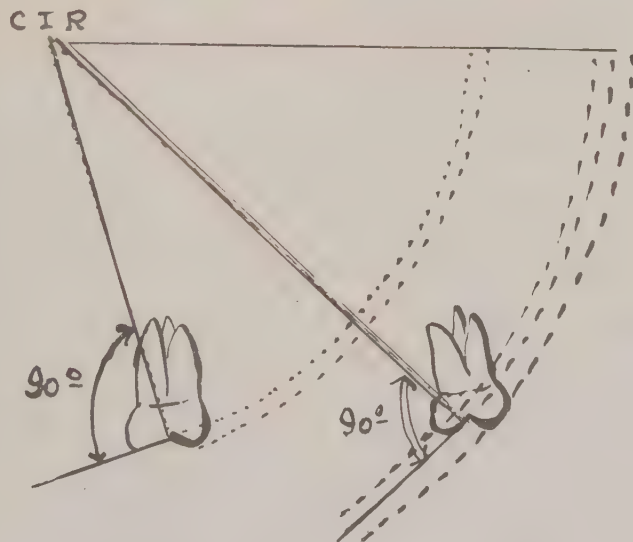
d'après Mac Collum



$I_1, I_2, I_3 =$ bissectrice
de l'angle d'ouverture

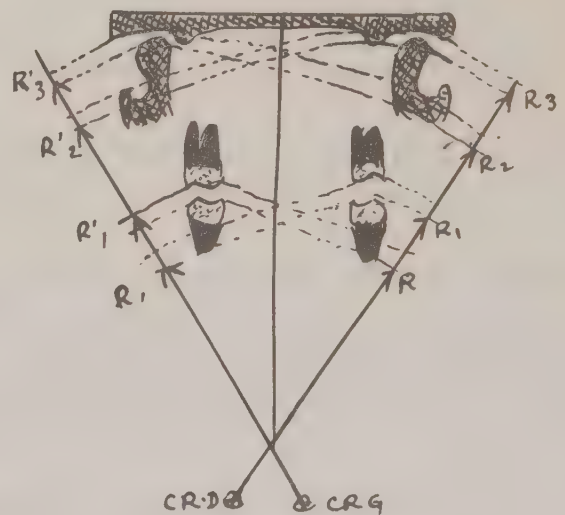
$C_1 O_1 \perp O_1 I_1 \quad C_2 O_2 \perp O_2 I_2$

$C_3 O_3 \perp O_3 I_3.$



d'après Gysi.

(au dessus des molaires supérieures)



d'après Ackerman

(au dessous des arcades.)

Dans tous les mouvements, en cinématique, on considère bien entendu la vitesse, le temps, l'accélération, le chemin parcouru.

Dans les mouvements mandibulaires, ces critères n'ont guère de raison d'être sauf peut être le dernier.

Par contre, la forme des mouvements de rotation est très variable en raison de l'instabilité de la position des condyles pendant les mouvements mandibulaires. Il n'existe guère de centre fixe ou d'axe fixe de rotation que celui décrit par Mac Coleum, et appelé axe-charnière, qui correspond à la ligne bicondylienne en position de repos. Mais cet axe est tout théorique, ce qui ne signifie pas inutile à connaître même d'un point de vue pratique. Le mouvement de rotation autour de cet axe, avant propulsion (d'où translation) à une petite angulation, et une amplitude antérieur de quelques mm (3 à 12 selon les auteurs : Granger, Schweitzer etc.). Le plus souvent les mouvements de rotation ont des centres divers, car les condyles se déplacent en même temps qu'ils tournent sur leur axe commun, ou sur un axe particulier, d'où l'idée de centres instantanés de rotation, tant dans le plan frontal que le plan sagittal.

Dans le plan sagittal, ils sont considérés très différemment suivant les auteurs. La planche XXXVIII est un résumé illustré des diverses théories. Pour Mac Collum, le centre de rotation habituel est au niveau de l'épine de Spix. (Pl XXXXVIII).

Pour Helluy, les véritables centres se déplacent en avant et vers le bas et se trouvent sur les projectoires du centre condylien sur la bissectrice de l'angle d'ouverture de la bouche.

Quand cet angle est égal à 0, en position d'occlusion centrée, cette bissectrice se confond avec le niveau occlusal interarcades.

Dans le plan frontal, les opinions sont parfois opposées.

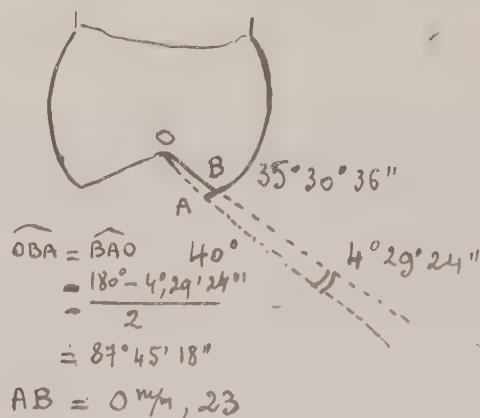
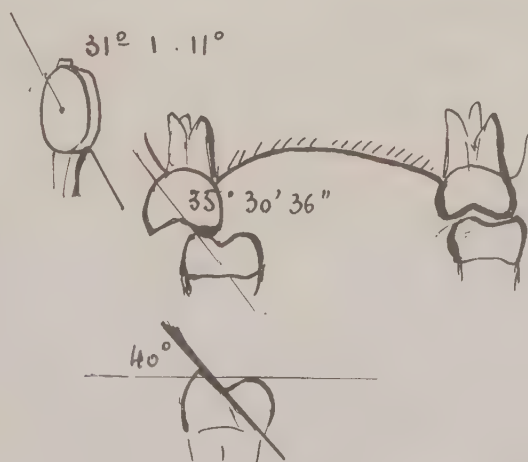
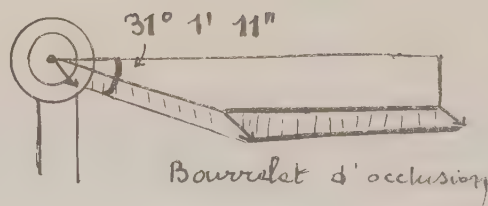
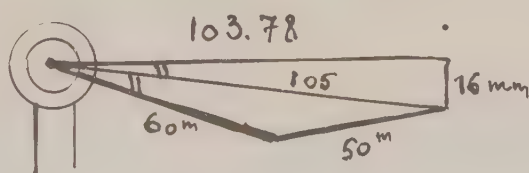
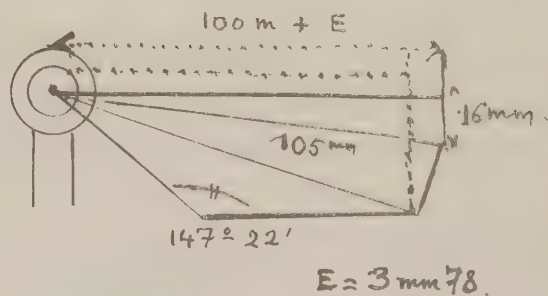
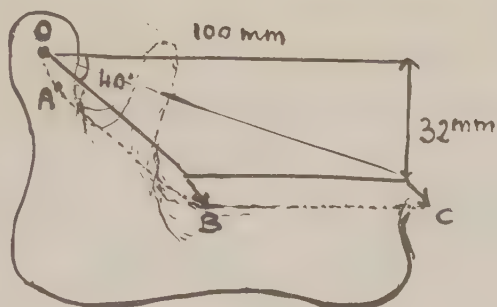
Pour Gysi, les centres instantanés de rotation se trouvent au point de convergence des normales aux directions des cuspides dans le sens frontal, c'est-à-dire au dessus du niveau des molaires.

Pour Ackerman, au contraire, les centres sont au-dessous de l'arcade inférieure.

Cette diversité d'interprétation géométrique n'entraîne pas de conséquences pratiques de grande importance

CENTRES DE ROTATION ET MORPHOLOGIE CUSPIDIENNE.

d'après Weinberg



Un recul de l'axe de rotation transverse de 5 mm n'affecte l'angulation d'une cuspside que de 4° 29' 24", et son niveau que de 0 mm, 23 ce qui ne condamne en rien l'utilisation de l'arc facial.

mathématique car les rayons des courbes de rotation ont approximativement la même longueur. Les angulations des cuspidés idéales ne changent que de quelques degrés, et leur niveau de quelques dixièmes de mm, ce qui n'exige donc pas, à priori, l'utilisation de l'arc facial pour avoir des repères articulaires suffisamment précis.

C'est ce qu'a démontré Weniberg, dont nous donnons dans la planche XXXXVIII un exemple chiffré.

3. Etude des mouvements composés

Les divergences considérées tiennent le plus souvent à la composition même des mouvements mandibulaires, exceptionnellement purs.

a- Un mouvement peut se composer de deux translations ajoutées, ou d'une translation diminuée par un mouvement inverse.

Dans un train, un voyageur qui se dirige vers la locomotive, ajoute à son mouvement celui du train. S'il va vers le wagon dit "de queue", son mouvement se retranche de celui du train.

Dans la bouche un aliment peut faciliter ou augmenter une translation ou la diminuer selon qu'il sert de plan incliné, ou de frein par son adhésion.

b- Deux mouvements de rotation peuvent se produire dans un même système matériel sur deux axes différents, ce qui modifie la trajectoire. (Fig 4 Pl XXXXVI)

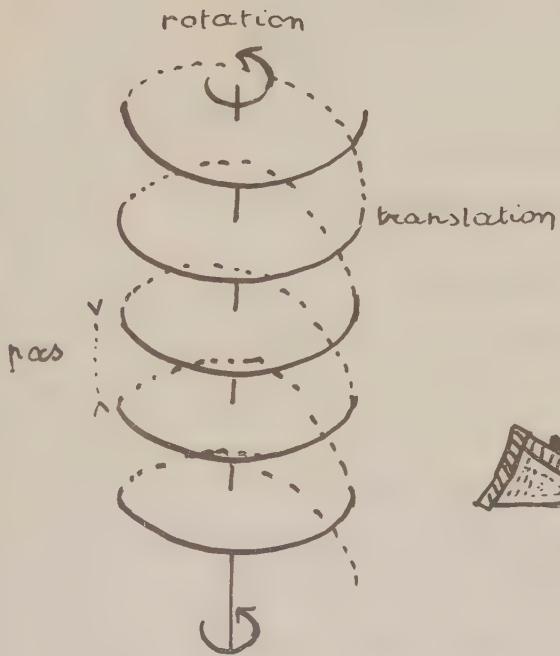
C'est ce qui se produit dans le mouvement de diduction. La mandibule tourne dans un sens sur l'un des condyles et dans un autre sens sur l'autre. Le premier mouvement de rotation a une assez grande amplitude et projette la mandibule en bas, en avant et en dedans selon un angle variable selon les patients, appelé angle de Bennett. (Cet angle est compris entre le plan sagittal au niveau du condylien et la trajectoire du condyle).

Le second mouvement de rotation, de très petite amplitude, se confond avec un mouvement de translation du condyle, en arrière et en dehors, on l'appelle mouvement de Bennett.

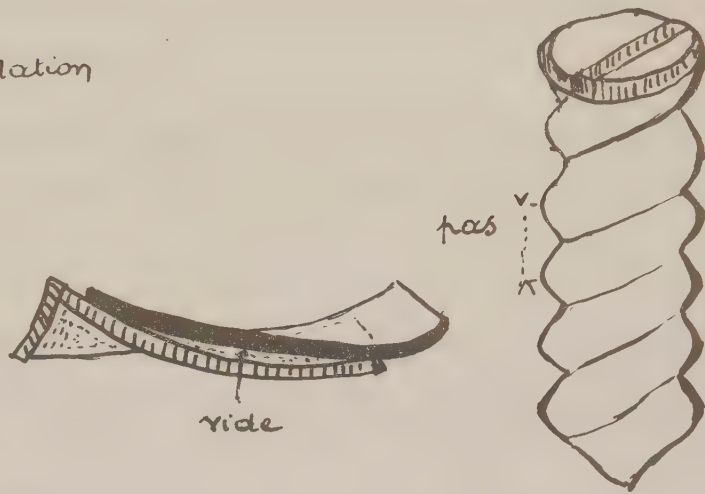
PLANCHE L.

MOUVEMENT HELICOÏDAL.

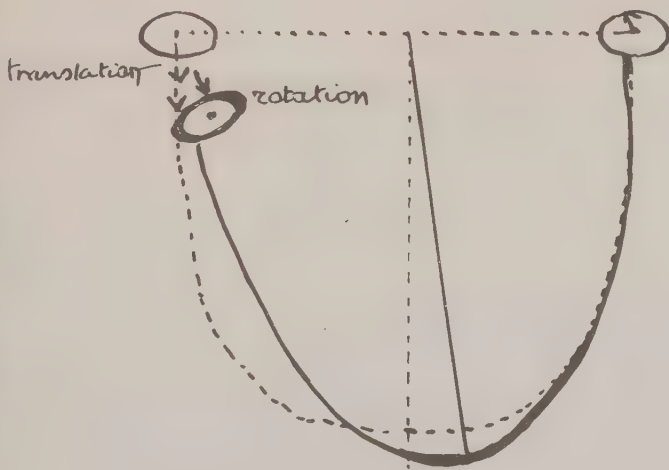
Rotation + translation



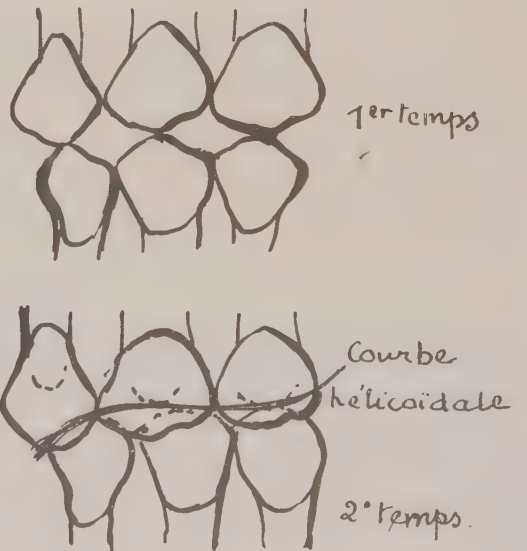
Courbe hélicoïdale



vis.



MOUVEMENT DE BENNET.



MOUVEMENT DE DILACÉRATION

c - Si le corps subit en même temps deux rotations de même sens autour d'axes parallèles, son mouvement résultant sera une "rotation instantanée" autour de l'axe instantané, parallèle aux axes donnés.

Tout se passe comme si l'axe de rotation décrivait une surface cylindrique.

C'est ce qui existe quand les condyles mandibulaires tournent autour du condyle dans le deuxième temps de l'ouverture de la bouche.

d - Deux rotations de sens opposés produisent un couple de rotation qui se traduit par un mouvement instantané de translation.

C'est ainsi que sous l'effet de la rotation d'une pédale et d'une roue motrice, le cadre de vélo se déplace parallèlement à la route. Une bielle et sa bielette sont un exemple semblable.

C'est ainsi que s'explique le mouvement de Bennett.

e - Mouvement de rotation et de translation

Si un corps se déplace d'une distance h dans un axe rectiligne AA' pendant qu'il fait une révolution entière autour de cet axe, on dit que le h est le pas de vis, ou l'unité de translation du corps par rapport à l'unité de rotation. (Pl L)

Ce mouvement est appelé hélicoïdal. C'est un mouvement qui explique l'avancée d'une hélice dans l'air ou dans l'eau, le fluide étant happé et rejeté en arrière par les pales de l'hélice. Un moulin à café a le même rôle. Le grain est happé entre une vis sans fin mobile et une cavité hélicoïdale rigide, et il est écrasé entre les deux surfaces qui se rapprochent dans le mouvement de la vis sur

elle-même. Deux meules de grès écrasent le grain d'après le même principe. Les aspérités se rapprochent sans se toucher et le grain est écrasé par ce rapprochement quand les meules tournent en sens inverse ou même lorsqu'une seule meule tourne au-dessus d'une meule fixe. (Pl LI)

Monsieur le Professeur Ackerman a bien décrit ce mouvement et l'a appliqué à ceux de la mandibule dans sa fonction masticatrice, en particulier quand elle balance en fonction de l'angle de Bennet vers le côté travaillant.

Ce mouvement est à notre avis très prononcé dans la région commissurale, intermédiaire entre la région incisivo-canine et la région molaire, zone de la dilacération. Cet acte correspond à celui des deux machines que nous avons décrites.

Conclusions

Ces quelques notions de cinématique comparée ne nous permettent pas de prétendre mesurer très exactement l'amplitude angulaire ou linéaire des mouvements mandibulaires, ni leur intensité, ni leur direction.

Ni le mandibulographe de Gysi, ni le mandibuloscope de Jesse B. Boswell ni les formules de Hanau, n'ont de certitude mathématique.

On peut se demander si nous possédons les moyens techniques de reproduire sur articulateur ou en bouche appareillée ces mouvements singuliers.

On peut également s'interroger sur la valeur prophylactique de nos meulages sélectifs quand on sait quel rôle la moindre différence d'angulation ou de surface peut avoir sur la direction et l'intensité des forces.

A la lumière de notre expérience, nous pensons néanmoins comme Granger, Stuart, Gysi, Ackerman, Luccia, Jenkelson et bien d'autres auteurs comme Thieleman, Glickman ou Berliner, que nous avons le devoir de mieux "articuler" les arcades, naturelles ou artificielles.

C'est Alain qui a dit :

"C'est en copiant la nature que l'on invente. Quand les moyens nous en sont imposés, ce n'est que mieux".

Ce paradoxe insolite s'applique à notre discipline prothétique. Nous connaissons déjà mieux la physiologie masticatrice. Nous possédons des arcs faciaux et des articulateurs semi-physiologiques.

Nous pouvons constater -visuellement, à l'aide de cires ou de papiers à articuler les contacts prématurés, les degrés d'inocclusion.

- tactilement, les mouvements anormaux des dents pendant les mouvements mandibulaires de la mastication et de la déglutition.

Il est donc raisonnable d'affirmer que de cette symbiose théorique et clinique peut et doit naître une meilleure pratique.

IV

Dynamique rationnelle
et dynamique appliquée à la physiologie
masticatrice

On appelle dynamique, l'étude des lois du mouvement des corps matériels soumis à l'action des forces.

Les forces dynamiques ne sont pas des forces constantes comme en statique, mais variables en fonction du temps,
de la vitesse,
mais aussi de la position du corps par rapport au sens de la force.

Néanmoins les lois de la statique continuent à s'appliquer à la composition et à la décomposition de ces forces.

Il est évident que dans les trois facteurs du mouvement, ce ne sont ni le temps ou la vitesse qui intéressent les mouvements des organes dentaires ou de restauration.

A - Définitions.

On appelle forces actives celles qui provoquent :
déformation ou
mouvements du corps.

On appelle forces réactionnelles, celles que les corps eux-mêmes, ou leurs liaisons opposent aux premières.

La somme des forces réactionnelles d'un corps est appelée inertie.

Cette inertie est mesurable : cette mesure s'appelle masse ; c'est une grandeur scalaire, positive et constante. (Pl LII)

Un corps composé, ou un système matériel à liaisons fermées ont des masses variables selon les éléments considérés.

C'est ainsi que la masse d'une racine dentaire et celle d'une coiffe de substitution type Richmond qui s'y agrège,

que la masse d'un bridge attaché à une selle par une liaison rigide (attachement de précision par exemple) et la masse de cette selle, sont des corps composés ou des systèmes matériels hétérogènes dont chaque élément reste malgré tout soumis à une inertie particulière.

Nous devons considérer que si leurs masses sont différentes leurs réactions aux forces reçues seront différentes, et que par conséquent nous devons les harmoniser pour éviter tout déséquilibre dans le mouvement, la déformation ou la fracture.

En mécanique élémentaire les corps simples ou composés, peuvent être considérés comme de simples points matériels, c'est-à-dire à des corps ou à des systèmes réduits à leur plus simple expression, mais nous ne pouvons ignorer que dans la vérité, et dans notre art, les dents, les tissus, et les restaurations artificielles et inertes ont des dimensions et des volumes.

Une dent préparée pour recevoir un élément métallique s'appelle un ancrage. Nos ancrages, même considérés comme des lignes ou des points, subissent les lois de la mécanique et de la dynamique tout autant que les éléments simples rigides et indéformables qu'ils supportent.

B - La dynamique du point

Elle permet d'énoncer les lois générales de la dynamique et de mieux comprendre leur application sur les systèmes matériels et les corps solides, inertes mais aussi vivants.

1. Les lois générales de la dynamique ont une application directe en notre domaine prothétique.

a) La loi dite de l'inertie, exprimée par Galilée en 1638, et développée par Newton en 1687, s'énonce ainsi :

"Un point matériel conserve son état de repos ou de mouvement (c'est-à-dire son inertie, sa masse) tant que les forces appliquées sur lui ne l'obligent pas à changer d'état".

Cette vérité de La Palisse, cette évidence qui peut paraître banale, est pourtant à analyser pour mieux comprendre le terrain sur lequel nous oeuvrons.

Une dent ou une arcade, en inoclusion, c'est-à-dire en fait en état de repos physiologique devrait rester immobile pour un profane. Or elles bougent, s'extrusent, se déplacent sous l'impulsion de forces intérieures que nous ne voyons pas et essaient de retrouver les contacts perdus. L'apparence n'est donc pas toujours réalité, en biophysiologie.

La conservation de l'état, c'est-à-dire ici de la position de la dent ou de l'arcade ou portion d'arcade peut dépendre des forces de la mastication qui entretiennent, grâce à l'élasticité harmonieuse des tissus de soutien, et leur labilité, un certain équilibre.

Nous ne pouvons pas, nous ne devons pas dans nos conceptions prothétiques, négliger cette notion d'équilibre occlusal, facteur d'une équilibration histologique.

Leriche et Policard, sans le dire, avaient constaté la vérité de cette loi dans la domaine des mutations calciques dues à l'hyper ou à l'hypnokinésie.

b) La deuxième loi de Galilée a un intérêt évident.

"Le produit de la masse du point par l'accélération que lui imprime une force donnée est égal à cette force, en module, et semblable en direction."

C'est dire que les forces se transmettent à travers des corps avec leurs caractères essentiels, bien entendu dans certaines conditions.

- normalité ou obliquité des forces par rapport au corps (dent naturelle ou dent artificielle sur prothèse amovible ou inamovible)

- caractéristiques du corps considéré (dent, selle, travée, extension) au point de vue de sa rigidité, dureté, élasticité ou ténacité.

Notons que pour une dent l'application de cette loi varie selon l'âge de l'individu, son état général et ses diathèses congénitales. Il existe des dents bien calcifiées, dures, transmettant les forces dans leur intégralité, chez les vieillards par exemple ; des dents vivantes plus élastiques, chez les jeunes adultes, amortissant les forces aussi bien constantes que momentanées (pressions ou chocs).

c) La troisième loi, est dite de Newton. Elle est la plus connue et la plus souvent citée par les auteurs de notre discipline.

"Deux points matériels agissent l'un sur l'autre avec des forces égales en module, et dirigées le long de la droite qui relie ces points dans des sens opposés".

Il ne faut pas confondre ce théorème avec la définition de l'équilibre statique dans lequel les forces opposées, de même intensité et de même point d'application sont de même nature.

Pour Newton, il y a deux sortes de forces : les forces actives, les forces réactionnelles. Dans l'attraction d'un clou par un aimant, l'aimant a une force active, le clou y oppose sa masse qui est une force passive.

Un poids sur une table est doué d'une force active, la pesanteur. La résistance de la table est une force passive.

Les exemples de ces deux sortes de forces abondent dans notre domaine de la manducation.

Force musculaire et élasticité tissulaire des muqueuses, des ligaments ou des os ne sont pas de même nature, mais des aspects différents d'un même patient et d'une même vie.

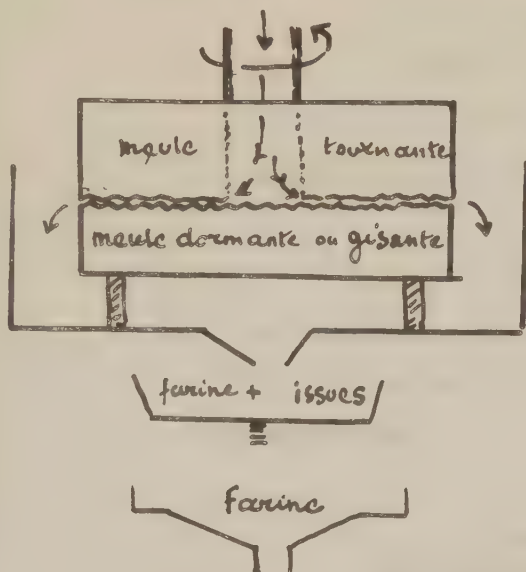
La résistance des alliages ou des produits cosmétiques d'une prothèse maxillaire est une force passive, face aux forces de flexion, de torsion, de pression que les dents antagonistes transmettent dans les diverses occlusions.

Notons que ces forces réactionnelles sont difficilement mesurables. Nous les apprécions en fonction de leur résistance aux forces musculaires actives dont nous pouvons connaître plus exactement l'intensité.

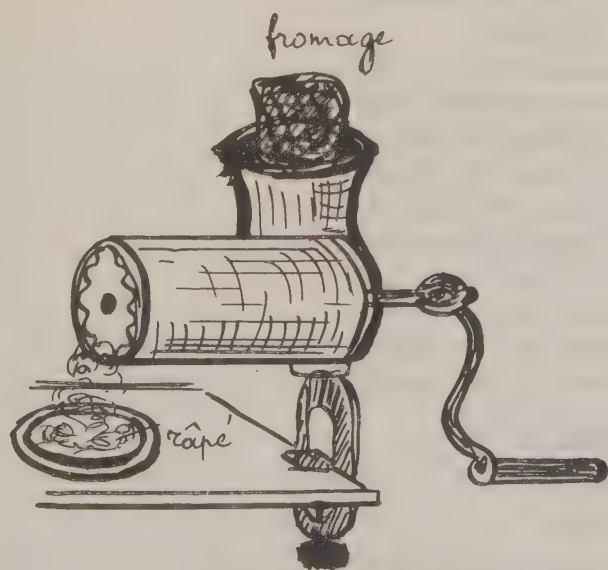
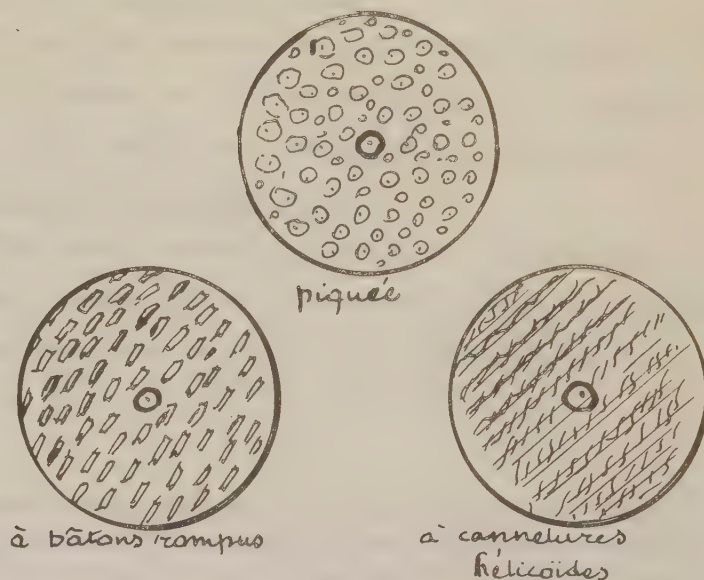
PLANCHE LI.

TRITURATION HELICOÏDALE.

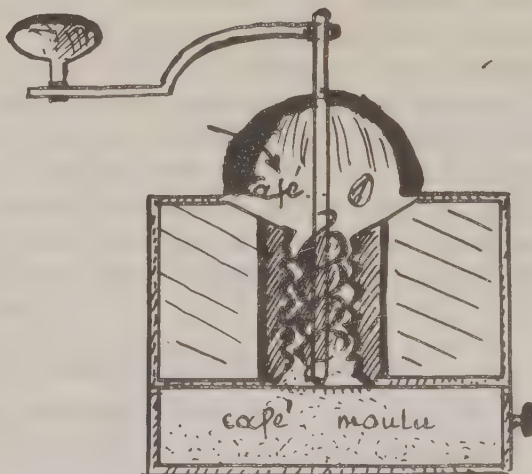
MOULIN A. BLE
grain



MEULES.



MOULIN à FROMAGE.



MOULIN A CAFÉ

Encore faut-il avoir d'autres données sur l'état général particulier du patient, ses habitudes de mastication, son psychisme et ses possibilités d'adaptation à une fonction toujours quelque peu différente de la fonction habituelle.

2. Les mouvements du point matériel

Un point matériel (tout comme un corps solide parfait, ou un système matériel) immobile ou déjà en mouvement, se déplace en fonction de la force qu'il reçoit, en module et en direction.

a) Le mouvement rectiligne

Une bille tombe selon la direction et l'intensité de sa pesanteur. Un wagon roule sur des rails en fonction de l'intensité de la force de la locomotive avec laquelle il est étroitement et fermement lié.

Une dent s'enfonce dans son alvéole sous l'effort des dents antagonistes. L'amplitude du déplacement dépend de l'élasticité des tissus ligamentaires (2 à 3/10 de mm).

Une prothèse amovible intercalée, sans appuis occlusaux et sans crochets stabilisateurs, s'enfoncera verticalement de 3 à 4/10 de mm dans la muqueuse des espaces édentés et restaurés.

Une force "de recul" est observable sur les prothèses amovibles au niveau prémolaire et molaire dans certains mouvements de la fonction masticatrice. Cette force est analogue à la force dite de "réaction" des avions qui utilisent la force de sortie des gaz pour se propulser, semblable également à la force musculaire qui provoque le déplacement du marcheur grâce aux forces de résistance du terrain sur lequel il appuie sa jambe postérieure. (Pl LIII)

Cette force explique les translations distales des selles en prolongement dans certains déplacements antérieurs de la mandibule.

b) Le mouvement curviligne du point

"Un point pesant lancé sous un certain angle se meut dans le vide suivant une parabole".

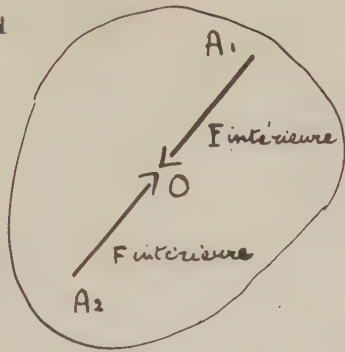
Cette loi, bien connue des chasseurs ou des artilleurs, explique la forme des trajectoires des projectiles car elle est une loi soumise à la pesanteur.

PLANCHE LV.

CENTRES ET MOMENTS

D'INERTIE

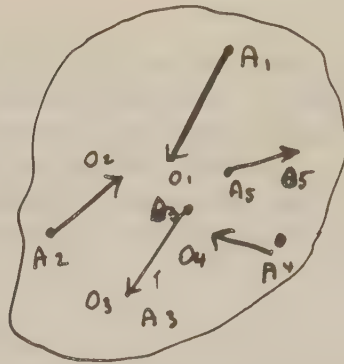
Force extérieure



$A_1 O = A_2 O = \text{Forces intérieures}$

$O = \text{centre d'inertie, convergence de toutes les forces intérieures.}$

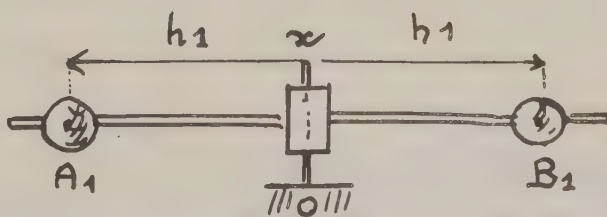
Si O est stable : invariabilité du corps



$A_1 A_2 A_3 A_4 A_5 = \text{tensions internes d'un corps hétérogène}$

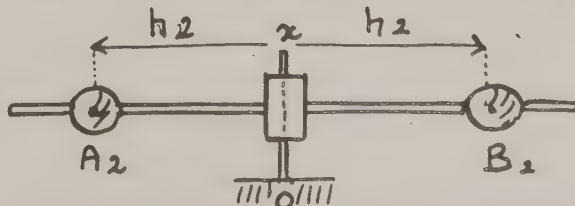
Pas de centre commun d'inertie
déformation du corps.

h_1, h_2, Q_1, Q_2
rayons d'inertie



$M_1 = \text{masse } A_1 + B_1$

$M_2 = \text{masse } A_2 + B_2$



MOMENTS D'INERTIE $\begin{cases} J_1 = M_1 Q_1^2 \\ J_2 = M_2 Q_2^2 \end{cases}$

La rotation du corps M est ralentie en fonction du carré du rayon d'inertie.

Mais cette affirmation de Galilée s'applique à tous les mouvements de rotation qui s'atténuent et se ralentissent sous l'effet des résistances (air, frottement des axes sur leurs supports)
(Pl LIII)

En prothèse dentaire un mouvement de rotation peut se modifier pour les mêmes raisons : frottement, résistance à la déformation tissulaire ou des alliages d'où l'intérêt de la connaissance des modules d'élasticité et des coefficients de frottement dans la conception de nos ancrages ou des systèmes prothétiques les plus divers.

3. Puissance des forces

On appelle puissance d'une force la quantité de travail effectuée par une force dans l'unité de temps.

On sait que le travail se concrétise sur les corps matériels par leur déformation ou leur mouvement.

L'unité de travail est le produit de l'unité de force par l'unité de temps ; c'est le K heure.

Dans le domaine physiologique de la fonction masticatrice l'idée de temps n'a qu'une importance relative, et l'unité de travail et la puissance ont tendance à se confondre.

a) Le travail d'une force active, de la pesanteur par exemple, force constante, est égal au produit du module de cette force par le déplacement vertical du point d'application de la force.

$$A (M_0 \ M_1) = \frac{+}{-} Ph$$

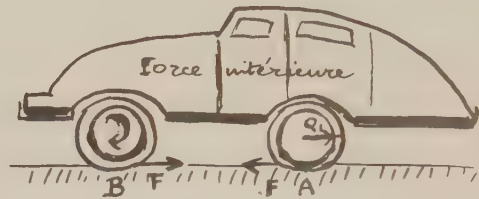
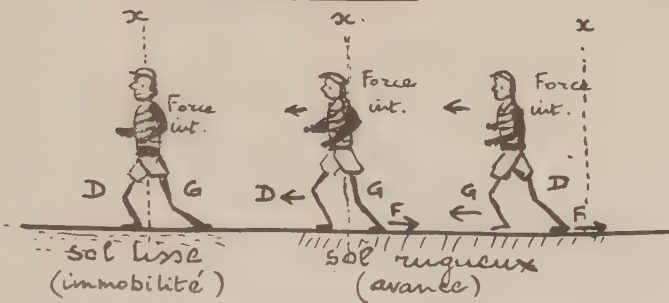
Il en est de même d'une force musculaire quand elle enfonce une prothèse amovible dans le tissu muqueux de recouvrement d'une crête ou du palais. Nous savons les limites de déplacement vertical (3 à 5/10 de mm).

PLANCHE LIII.

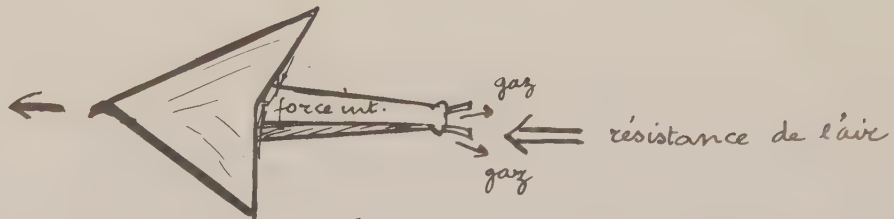
REACTIONS et MOUVEMENT

course à pied.

auto-mobilité.



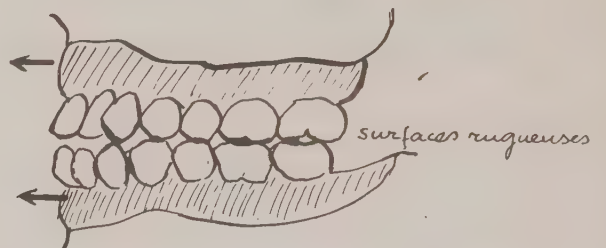
La force d'inertie est vaincue par la réaction du frottement.



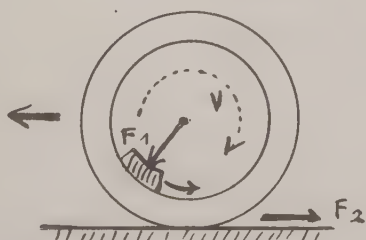
Dans les fluides (eau, air) la résistance qu'ils opposent aux forces intérieures provoque le mouvement en avant des corps (nageur, bateau à hélice, avion à réaction).



stabilité de l'appareil du maxillaire supérieur

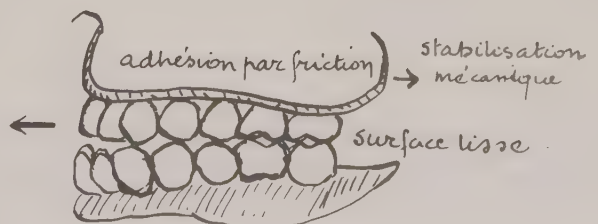


Propulsion de l'appareil du maxillaire supérieur



THÉORIE DU FREINAGE.

F_1 ralentit V et V ralentie permet à F_2 d'agir



stabilité assurée.

b) Le travail d'une force élastique est égal au $1/2$ produit du coefficient de rigidité par la différence des carrés des allongements ou des contractions du corps élastique.

On sait que le coefficient de rigidité est numériquement égal à la force qu'il faut appliquer au ressort élastique pour l'allonger d'un cm.

$$A (M_0 M_1) = \frac{C}{2} (Al \text{ initial})^2 - (Al \text{ final})^2$$

C'est une force que l'on appelle potentielle.

Le travail est positif quand $A \text{ initial} > A \text{ final}$, il y a retour à la position première. Il est négatif quand $A \text{ initial} < A \text{ final}$.

L'élasticité tissulaire (osseuse, ligamentaire ou muqueuse) malgré la faiblesse apparente de son coefficient de rigidité doit rester positive si l'on ne veut pas que le travail dépasse le seuil de la résistance. C'est ce qu'avait déjà démontré le physicien Boses au Congrès International de physique de 1901 en utilisant des exemples d'énergies les plus diverses, aussi bien chimiques que physiques que cosmiques.

c) Le travail d'une force de frottement

Le travail d'une force de frottement pendant le glissement est toujours négatif. Il empêche le mouvement ou la déformation.

C'est une force non potentielle.

$$A (M_0 M_1) = \frac{M_1}{S} F_{fr} ds = \frac{M_1}{M_0} \frac{f N}{S} ds$$

d'où l'idée que la rétention n'existe que dans la stabilité totale. Au moindre mouvement, la force de frottement étant annulée, le mouvement continue.

On pourrait concrétiser cette constatation par l'expérience suivante. Deux plaques lisses de fer sont percées de cavités face à face, et ces cavités sont remplies de ciment.

Ces cylindres de ciment sont autant de clavettes qui empêchent le glissement. Qu'une force parvienne à fracturer le ciment et le glissement est total, quel que soit le nombre de cavités c'est-à-dire la surface de contact.

Une coiffe partielle ou totale, un tenon, une cannelure ou un crampon cylindrique liés par du ciment à une dent ressemblent à ce système mécanique. La rétention ne dépend pas de la surface, mais du coefficient de frottement c'est-à-dire de la force d'élasticité qui applique un corps l'un sur l'autre, et de la résistance mécanique à la fracture du corps intermédiaire.

Les attachements de précision, en particulier les joncteurs axiaux, linéaires ou sphériques utilisent très souvent des "clips" qui pincent les parties mâles dans un plan perpendiculaire à leur axe, ajoutant cette force active à la force passive de friction latérale.

4. Variation de l'énergie cinétique du point.

a) "Pendant le déplacement d'un point libre, la variation de son énergie cinétique est égale à la somme algébrique des travaux de toutes les forces qui agissent sur le point pendant le déplacement".

C'est ainsi que sur une dent artificielle amovible et libre (selle sans crochets) la force active qui s'exerce sur elle est la somme algébrique de l'ensemble du travail musculaire. Elle risque donc de transmettre aux tissus de soutien une force excessive.

b) Dans le cas d'un solide gêné, pendant son déplacement rectiligne ou curviligne (translation ou rotation), la variation de l'énergie cinétique du point est égale à la somme des travaux des forces actives appliquées au point

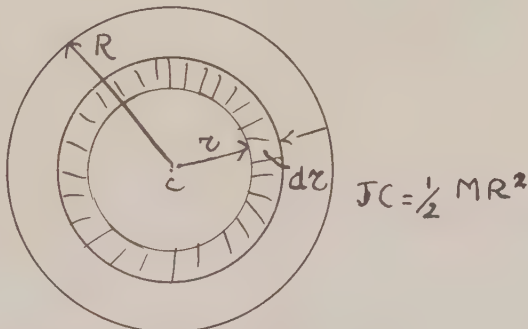
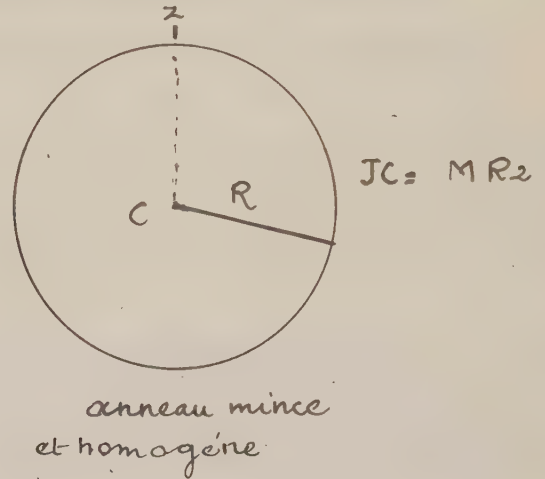
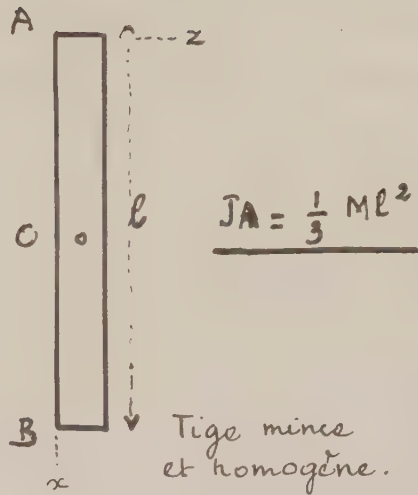
Si on suppose que la surface est plane et lisse et immobile, sa force de réaction est égale à 0.

Si elle est rugueuse et irrégulière le travail nécessaire est la somme algébrique de deux puissances : les forces actives et les forces de friction.

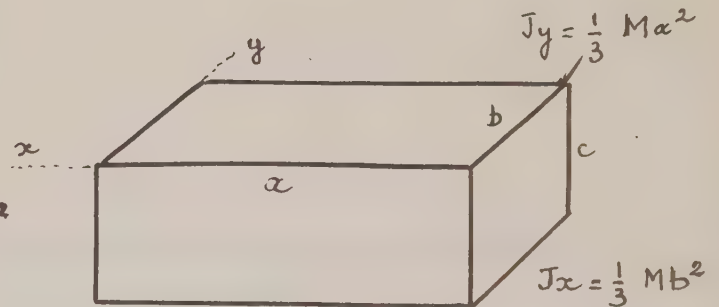
PLANCHE LIV.

MOMENTS D'INERTIE.

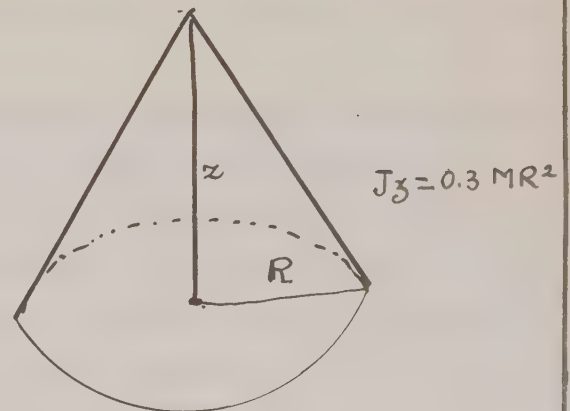
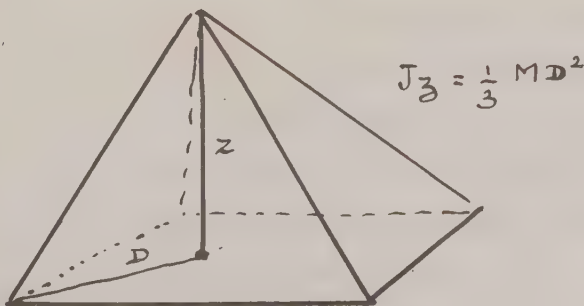
Résultantes des forces intérieures d'un corps homogène s'opposant à sa rotation.



disque cylindrique épais et homogène



plaque épaisse rectangulaire homogène



Un moment d'inertie est une grandeur scalaire égale à la somme des produits-masses de tous les points d'un corps par les carrés de leur distance à l'axe de rotation.

D'où le théorème de d'Alembert :

"Si, à chaque moment donné, on ajoute algébriquement la force d'inertie aux forces actives appliquées et aux forces de réaction des liaisons, le système des forces obtenu est en équilibre, ce système est soumis à toutes les lois et équations de la statique".

Ce théorème a une grande importance quand il s'agit de systèmes matériels complexes, tels que sont les prothèses partielles à crochets ou à attachements rigides ou les prothèses composites à rupteurs ou joncteurs. (PI LIV et LV)

En biophysiologie, ce théorème a une égale vérité. L'équilibre biophysiologique dépend de l'égalité, donc de l'équilibre, de résultantes diverses : forces musculaires, forces réactionnelles osseuses, muqueuses, forces élastiques des liaisons ligamentaires ou articulaires. On peut donc l'appliquer au terrain vivant qui est le nôtre, tout autant qu'aux solides inertes qui composent nos appareillages, systèmes matériels aux liaisons les plus diverses (crochets, attachements, rupteurs ou joncteurs, soudures).

C - Dynamique des systèmes et des corps solides

Dans tout corps solide ou tout autre système matériel complexe existent des forces

- dites extérieures, car étrangères aux corps ou aux systèmes,
- dites intérieures, car propres aux corps ou aux systèmes.

Il ne faut pas confondre ces termes avec "actives" et "réactionnelles" car une force extérieure peut être active ou réactionnelle (un accélérateur ou un frein sur une même voiture par exemple) et une force intérieure peut aussi être active ou réactionnelle (la force musculaire peut aussi bien pousser que repousser).

1. Dynamique des corps solides

La somme algébrique des forces intérieures d'un corps solide est naturellement nulle, puisque le corps ne se déforme pas et ne bouge pas de lui-même (L OII).

Néanmoins, un corps solide n'est pas nécessairement homogène. Il peut se composer de parties de masse différente, et avoir un centre de ses masses différent de son centre géométrique.

Quand il en est ainsi, ce centre est appelé centre d'inertie. Le centre de gravité n'est qu'une application à la pesanteur de ce centre d'inertie général.

On démontre que la position du centre d'inertie ne détermine pas suffisamment le caractère d'un solide. On lui ajoute l'idée de moment d'inertie et de rayon d'inertie par rapport à un axe, ce qui permet de mesurer avec plus de précision la force d'inertie pendant les mouvements de rotation. (Pl L II)

Prenons quelques exemples. (Pl LV)

a) dans une tige cylindrique homogène

JA (moment d'inertie) = $1/3 Ml^2 \rightarrow (Ml = \text{masse} \times \text{unité de longueur})$

Ceci s'applique à nos tenons de Richmond ou à crampons dentinaires de moindre diamètre.

b) dans un anneau circulaire mince et homogène de rayon R et de masse M

$$J_c = MR^2$$

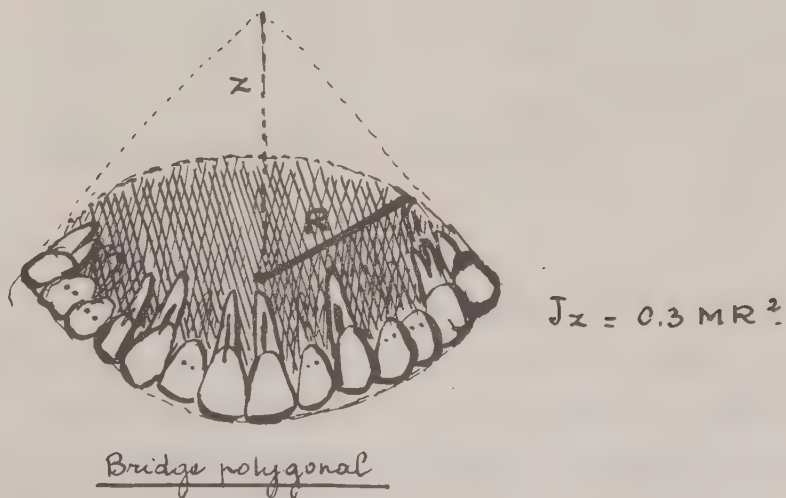
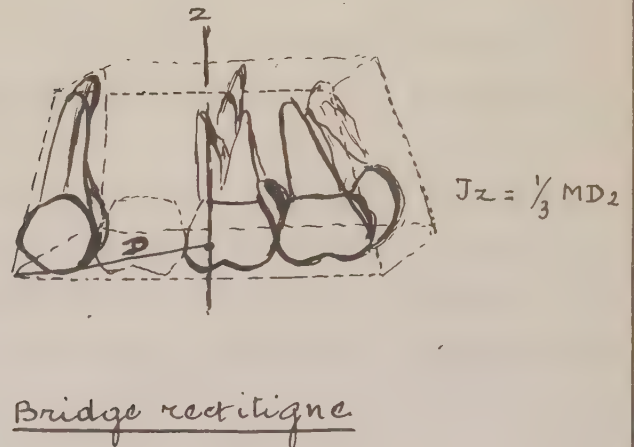
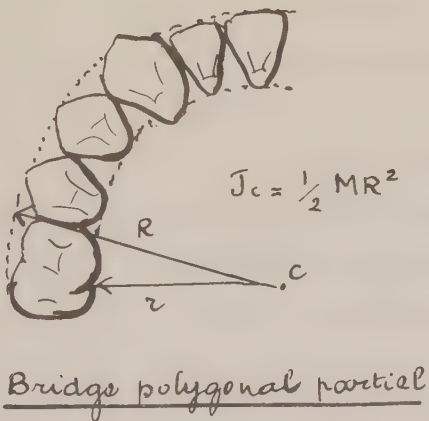
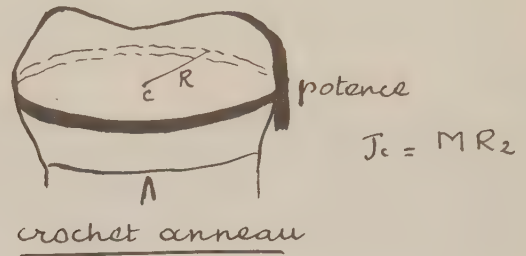
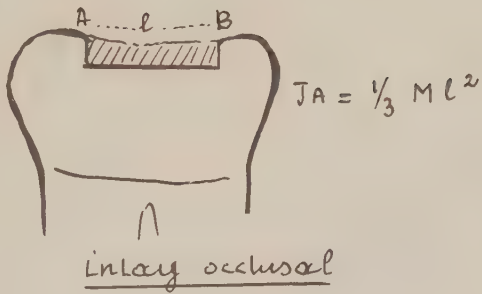
Ceci s'applique à une coiffe modelée en or au 4, 5 ou 6 ou à une coiffe coulée plus épaisse.

c) dans un disque circulaire homogène et cylindrique de rayon R et de masse M

$$J_c = 1/2 MR^2$$

MOMENTS D'INERTIE

En prothèse dentaire.
facteurs de stabilité.



Les moments d'inertie (ou de stabilité) sont fonctions de la longueur des corps rectangulaires et du rayon des corps circulaires.

On peut assimiler la partie occlusale des coiffes à ce disque.

d) dans une plaque rectangulaire, dans un cône, ou une sphère.

$$J_c = 1/3 Ma^2 = 1/3 MR^2 = 4/10 MR^2$$

Ceci peut s'appliquer aux attachements à glissière, aux attachements axiaux, tronconiques, aux attachements à rotule dont les fabricants recherchent l'homogénéité physique tout en utilisant les qualités de l'hétérogénéité des alliages.

Quand il existe dans un corps solide des axes parallèles, on applique le théorème de Huygens pour apprécier les moments d'inertie.

"Le moment d'inertie d'un corps par rapport à un axe donné est égal au moment d'inertie par rapport à un axe parallèle au premier, et passant par le centre d'inertie du corps, augmenté du produit de la masse totale du corps par le carré de la distance entre les axes".

Ce théorème s'applique à tous les éléments métalliques de nos prothèses qui sont sollicités sur leur face proximale, c'est-à-dire sur un plan ou un axe parallèle à leur axe.

Cette force est bien supérieure à la force d'inertie qui s'exerçait dans l'axe de l'élément.

2. Dynamique des systèmes

Le mouvement du centre d'inertie (ou de gravité quand il s'agit de pesanteur) définit souvent celui du système tout entier.

Or le centre d'inertie d'un système se déplace comme un point matériel dont la masse est égale à la masse totale du système

Huygens 1629-1695 (Hollande)

et auquel sont appliquées toutes les forces extérieures qui agissent sur le système.

C'est ainsi qu'une prothèse rigide amovible se déplace d'après son centre d'inertie sous l'influence de la résultante des forces que celui-ci reçoit.

Nous savons que cette prothèse, ce système matériel, possède aussi des forces réactionnelles extérieures, celles des dents qui par l'intermédiaire de crochets rétentifs et stabilisateurs, s'opposent au mouvement.

Le rôle du prothésiste consiste dans la conception de systèmes équilibrés. Il faut donc connaître la direction et l'intensité des forces actives, leur résultante, leur point d'application ou centre d'inertie, afin d'établir des forces de sens contraire, judicieusement réparties.

Trois aspects des mouvements possibles sont à considérer.

- a) les mouvements de rotation,
- b) les mouvements plans de translation,
- c) l'équilibre raisonnable du jeu (liberté des mouvements).

a) Le mouvement de rotation d'un système matériel.

Un système matériel ayant un axe de rotation, libre ou gêné (par des paliers par exemple ou des freins) tourne quand les moments des forces par rapport à l'axe forment un couple plus puissant que les forces gênantes. La force qui entraîne le système s'appelle moment de rotation. Il est égal au produit du moment d'inertie du corps par rapport à l'axe de rotation, par l'accélération angulaire.

On peut noter que ces deux grandeurs sont inversement proportionnelles pour obtenir toujours le même moment de rotation.

Plus le moment d'inertie est grand, plus l'angle de rotation est petit.

Pour stabiliser une prothèse susceptible de tourner autour d'un axe il faut donc augmenter son moment d'inertie,

c'est-à-dire à la fois l'intensité des forces réactionnelles et leur distance par rapport à l'axe. C'est l'idée de Sadrin exprimée sous forme de moments de stabilité opposés à moments de renversement (ou de rotation) (Pl LV)

Crochets à longs bras, utilisation de piliers plus éloignés de l'axe de rotation arcades contenues des prothèses à rupteurs sont des applications directes de ces lois mécaniques.

b) Le mouvement plan d'un système matériel en rotation.

(cylindre sur plan incliné, roues de voiture sur toute, cuspide arrondie sur plan ou autre courbe).

Ce mouvement doit tenir compte des forces de frottement sans lesquelles le corps glisserait sur le plan et ne tournerait pas.

Si on veut éviter le mouvement, c'est-à-dire la rotation du système, il faut diminuer les forces de frottement, et n'avoir qu'un léger frottement de rotation (le roulement à billes de Boitel) d'où le modelage calculé et le polissage des surfaces occlusales. (Pl L III)

c) Le degré de liberté d'un système matériel est la somme des déplacements virtuels des corps qui le composent.

On appelle déplacement virtuel de tous petits déplacements des parties y compris des liaisons.

Un point matériel libre a trois degrés de liberté (sur 3 axes perpendiculaires) un solide libre 6 degrés (3 translations, 3 rotations).

C'est le cas d'une selle indépendante d'une arcade, ou d'une selle à liaison ruptrice libérée.

Dans ce dernier cas on dit en mécanique que la liaison est parfaite (la somme des travaux des forces réactionnelles de la liaison ruptrice étant égale à 0 : absence de frottement, ou frottement

sans résistance au glissement ou au roulement).

L'équilibre d'un système matériel à liaison parfaite ne peut être obtenu que par l'équilibration des forces actives qui s'exercent sur lui et de ses propres forces réactionnelles.

Mais les attachements rupteurs ne sont pas toujours des liaisons parfaites et il faut tenir compte des forces de frottement et des moments de renversement qu'ils sont susceptibles de transmettre au système matériel.

Tout cela est l'application du principe de l'Alembert déjà cité selon lequel

"Si à tout moment, à chacun des points d'un système, en plus des forces extérieures et intérieures, on applique les forces d'inertie correspondantes, le système de forces obtenu se trouvera en équilibre et on pourra lui appliquer toutes les équations de la statique".

Nos prothèses à rupteurs, à attachements rigides, à crochets sont autant d'applications de cette loi de mécanique. De la puissance des liaisons dépendent les mouvements des selles adjointes.

D. Théorie du choc

a) Définitions

On appelle choc le phénomène au cours duquel les vitesses du point d'un corps varient d'une grandeur finie pendant un temps très court. C'est en fait une forte pression de courte durée. Cette force particulière est dite de percussion. La durée : temps du choc.

On mesure les forces de percussion, non en elles-mêmes, mais par leurs effets : leurs impulsions.

Ces impulsions sont variables, non seulement en raison de la masse de leurs corps, celui qui choque et celui qui est choqué,

mais aussi de leur nature physique, et en particulier de leur élasticité.

Celle-ci prend alors le nom de force de restitution et peut être affectée d'un coefficient.

• Il est à noter que le choc peut d'abord produire une déformation du corps qui choque, s'il est élastique, puis une force quand cette élasticité redonne la forme initiale au corps.

Si le corps est mou, sa déformation est permanente, et la force transmise est très faible.

Voici quelques coefficients de restitution :

Bois contre bois $1/2$

Acier contre acier $5/9$

Ivoire contre ivoire $8/9$

Verre contre verre $15/16$

Dans nos prothèses la nature des matériaux a donc quelque importance alliages élastiques, résines acryliques élastiques n'ont pas le même effet, lors des contacts plus ou moins violents, que les alliages rigides et les céramiques.

Ne pas oublier que le maxillaire supérieur, os spongieux, est plus élastique que la mandibule, os éburné. C'est le premier qui reçoit les chocs et les amortit.

La dureté de certains corps est à connaître.

L'émail : 267	- L'or à 24 K	29'
La dentine : 65	- L'or à 22 K	54
L'amalgame : 90	- L'or platiné	150
Les silicates : 70	- Les stellites	415

b) Chocs d'un corps contre un obstacle immobile

Il peut être direct (normal à l'obstacle) ou oblique.

Dans le premier cas la force de percussion est très grande.

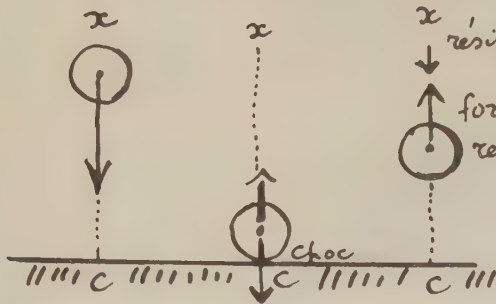
Dans le second cas, elle est affaiblie.

Si les corps sont mous, la force de percussion est faible.

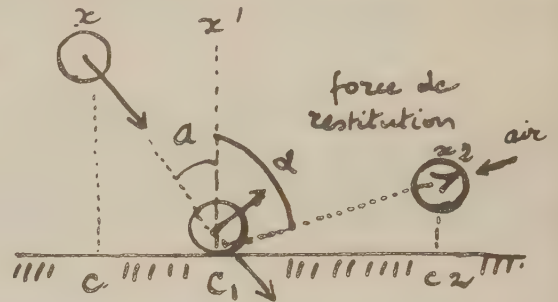
PLANCHE LVI.

EFFETS DE CHOCS.

A: en fonction de la direction du choc.

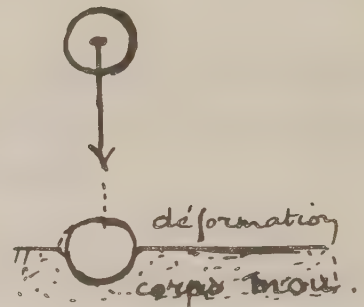
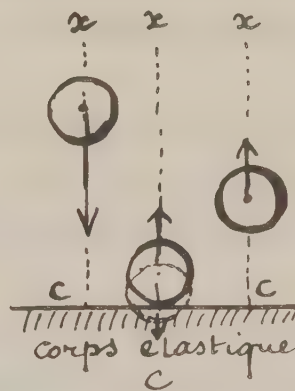
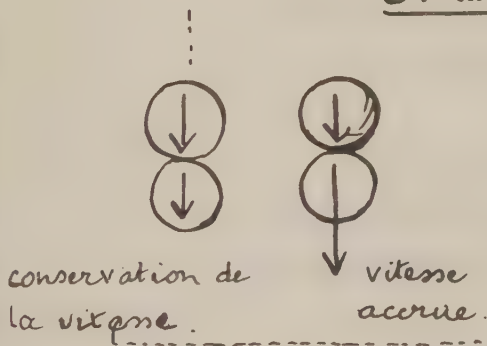


Choc direct

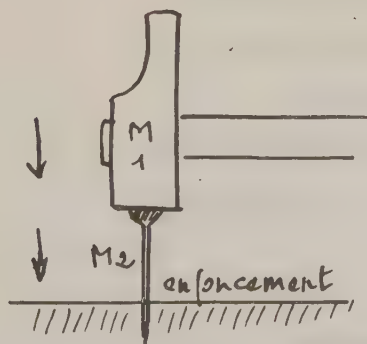


Choc oblique.

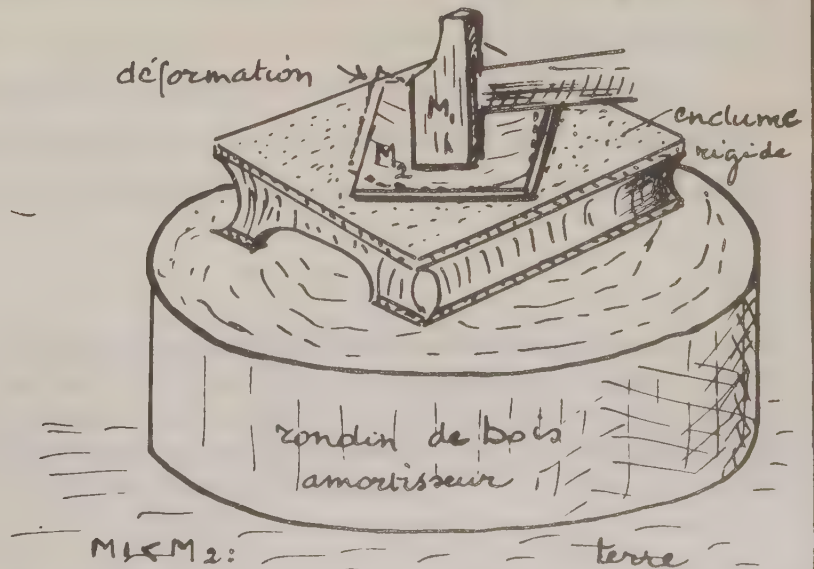
B. en fonction de l'élasticité des corps.



C. en fonction de la masse des corps.



M_2 négligeable - M_1 conserve sa force cinétique



1) Si la masse du corps choquant est beaucoup plus grande que celle du corps choqué, celui-ci se déplace avec une énergie cinétique sensiblement égale à celle qu'il avait au début du choc.

Exemple : un clou dans une planche, un pilotis dans la terre.

une dent dans son alvéole, si elle reçoit un choc sur un seul point car alors la masse des dents antagonistes est supérieure à celle de la pointe qui reçoit le choc d'où le danger des prématurés inattendues et les douleurs des dents arthritiques.

2) Si la masse du corps choqué est beaucoup plus grande que celle du corps choquant, il y a dépense de l'énergie cinétique et moins de mouvement, plus de déformation.

Exemple : le forgeage, le rivetage.

La pression d'une dent sur plusieurs est moins dangereuse que lorsqu'elle ne s'exerce que sur une seule. On sait que dans ce dernier cas elle se mobilise plus facilement.

3. Quand un choc intervient sur un corps en rotation, ou que le choc est donné par un corps en rotation, il existe un centre de choc, en dehors duquel des impulsions contraires sont ressenties.

C'est ainsi que si on frappe avec un bâton trop près de la main qui le tient on se meurtrit, alors que si on frappe à distance, les coups sont plus rudes et moins ressentis par le donneur.

Un marteau doit être tenu de telle façon que le point qui produit le choc soit par rapport à la main le centre du mouvement de rotation.

Ce phénomène d'impulsion inversé est en fait une application de la loi des leviers. Le bras de levier compris entre la main et l'extrémité du bâton ou du manche du marteau se déplace brutalement quand le corps choqué résiste au choc. C'est un choc en retour.

Des prothèses complètes qui se heurtent dans la région incisive prématurément provoquent des chocs en retour au delà du point d'application des forces musculaires, au niveau molaire.

Il est donc recommandé d'éviter ces chocs antérieurs. C'est une raison de plus pour respecter une légère béance incisive dans les appareillages complets opposés à un appareillage complet, ou même à une arcade résiduelle antérieure qui a tendance à devenir traumatogène parce qu'elle s'extruse ou seulement se maintient en place, alors que la prothèse postérieure s'ingresse.

Nous avons donc quelque raison de comparer nos prothèses à des systèmes matériels doués de mouvements sous l'influence de forces variables d'intensité, de sens et de ligne d'action, et d'étudier les lois de la dynamique qui, nous permettant de mieux comprendre les déséquilibres, nous permet de les neutraliser ou de les supprimer.

Conclusions

Conclusions

Notre confrontation systématique entre :

- la mécanique rationnelle qui explique le mouvement des corps ou systèmes matériels inertes,

- la bio-mécanique ou physio-mécanique, qui explique les mouvements et les déformations des divers organes et tissus de la fonction masticatrice,

- la mécanique appliquée à l'art dentaire dans sa discipline restauratrice et prothétique,

nous ont permis d'établir des rapports plus précis, et donc plus utiles, entre les lois abstraites et les conditions concrètes de notre art.

Nous avons appliqué dans cette confrontation de caractère scientifique deux méthodes essentielles :

- celle de la rigueur mathématique pour exposer les lois ou théorèmes de mécanique rationnelle, ce qui est en fait le plus simple, car les lois de la physique se traduisent en mesures exactes, sans nuances.

- celle de l'observation et de l'expérience pour exposer les phénomènes biologiques et physiologiques, et leur évolution dans le temps, par une mise en accord de la grande loi de l'harmonie naturelle des organes vivants, faite de "représentation" et de "comportement" d'après les mots employés par Lamouche philosophe de notre temps, qui prétend que l'homme est "le résonateur transformateur privilégié des harmonies du Cosmos".

Que l'on ne croit pas à une extension déraisonnable de notre esprit à ces problèmes complexes de la cosmographie moderne car en fait les principes de mécanique qui les expliquent sont les mêmes

que ceux que nous utilisons dans nos arts techniques et artisanaux, peut être, comme M. Jourdain la prose, sans le savoir.

Pouvons-nous, à la fin de notre étude, au terme de notre confrontation impartiale, affirmer avec le mathématicien américain Richard Bellman que la biologie est devenue une "bio-mathématique" mesurable par ordinateurs électroniques ?

Nous ne le pensons pas encore sans réticence, même si depuis Kant, l'esprit a été de plus en plus marqué de cette évidence que

"tout événement suppose un antécédent auquel il succède comme une règle".

ce qui permet de deviner l'effet quand on connaît la cause, établir un diagnostic quand on a observé les symptômes, affirmer une conclusion quand on a établi une statistique.

Nous savons, en effet, par expérience plus clinique de scientifique, toute la complexité de système neuromusculaire qui préside aux forces de la mastication, la variabilité des reflexes proprioceptifs, l'instabilité psychique des patients les plus divers.

Mais nous avons en même temps le sentiment que de la connaissance et de l'application réfléchie des lois bio-physio-mécaniques exposés par de nombreux auteurs, qui sont autant de corollaires des lois de mécanique rationnelle, sont nées des prothèses mieux conçues, plus harmonieusement et mieux adaptées, donc mieux acceptées et plus efficaces.

Nous avons personnellement la certitude que dans notre pratique professionnelle, le nombre de descellements, de fractures, de lysses osseuses accélérées, de destructions ligamentaires néfastes ont diminué dans une très large proportion depuis que nous appliquons avec scrupule notre esprit mécaniste à nos conceptions

architecturales, tant dans leur infrastructure tissulaire et organique, que dans leur structure métallique et leur superstructure cosmétique.

Nous avons la certitude absolue que de l'application des principes de mécanique rationnelle élémentaire doit naître une philosophie prothétique nouvelle, plus scientifique que technique, qui, par un plus grand souci des forces, de leur intensité, de leur point d'application, de leur direction, de leur répartition, de leur transmission, et des mouvements qu'elles engendrent, donne à notre art, le caractère qui doit en faire son essence : une science appliquée.

C'est pourquoi, au terme de notre entreprise, nous acceptons cette opinion déjà ancienne :

"La physique prophétise le résultat de l'expérience, avec un certain degré de probabilité".

Nous lui ajouterons même cet additif, que ne désavoueront pas tous ceux qui analysent les grandes lois du Cosmos et de la mécanique céleste :

De jour en jour, l'homme transforme les probabilités en certitudes.

Bibliographie

A

Ouvrages de base

- ACKERMAN.- Le mécanisme des mâchoires (et sa bibliographie)
 GRANGER.- Practical procedures in oral rehabilitation, pp. 6 à 15 et 16 à 21.
 ROUCOULES.- A) Principes généraux de prothèse à éléments inamovibles (Maloine, éditeur, 1967, 2e éd., pp. -
 B) Encyclopédie (feuillets 23 270 A 20 et A 50)
 TARG (S.).- Eléments de mécanique rationnelle. Edition 1966, Moscou
 TYLMAN - Théory and practice of crown and bridge prosthesis, pages 170 à 184 et 228 à 249.
 WEINBERG.- Atlas of crowns and bridge prosthodontics (Mosby, éditeur).

B

Articles de Revues

- ADAMS and ZANDER.- Functional Tooth contacts in lateral and in centric occlusion (J.A.D.A. 1964, p.69).
 ANDERSON.- Measurement of stress in mastication.
 ANDERSON and PICHON.- Tooth contact during chewing (J. Dent. Research, 1957, n° 36).
 BENAÏM.- Essai de mécanique appliquée à l'art dentaire et à l'implantologie (R.F.O.S. 1966)
 CRAIG.- Experimental stress analysis of dental restorations (J.P.D. 1967, pp. 277-302).
 DUBECQ.- Quelques aspects du problème statique des prothèses à pont (Revue de Stom., juillet 1934).
 DUCHANGE.- Introduction à l'étude de la prothèse fixe (E.Odont. Aff. 42)
 EWING (J.).- Les extensions en prothèse fixe (J.P.D., janvier 1957)
 FOURQUET (E.).- Les forces interdento-maxillaires (Rev.Odont. 1932).
 FUMIJAN.- Determination of maxillo-mandibular force generated during deglutition (J.P.D., février 1967, pp.134).
 HUIDELS.- Analyse des forces dans les extensions distales (J.P.D., mars 1957).
 ROUCOULES (L.).- Rétention et stabilisation en prothèse fixe (R.F.O.S. 1960, n° 8).

SADRIN.- Semaine dentaire n° 1, 1914.

SOYER.- Etude mécanique des principaux ancrages pour ponts fixes (R.F.O.S., 1967, n° 4).

WEINBERG (L.A.).- Distribution des forces dans la mastication et le bruxisme (D. Digest, février - mars, 1957).- Inclinaison axiale et articulation cuspidienne des dents en rapport avec la distribution des forces masticatoires (J.P.D., n° 6, p. , 1957).

Vu
le Président de thèse,
Professeur CERNEA

Vu
le Doyen de la Faculté
Professeur BROUET

Vu et permis d'imprimer
Le Recteur
Professeur ROCHE.

